

THESIS

MUNICH

1966

Kreislaufanalysen
in der Anfangsphase des Bades,
mit Versuchen
zur kontinuierlichen Blutdruckregistrierung
beim Eintauchen ins Bad

FRANZ-HERMANN KÖHL

München

1966

LANE MEDICAL LIBRARY
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR DRIVE
PALO ALTO, CALIF.

AUS DEM BALNEOLOGISCHEN INSTITUT BEI DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
MEDIZINISCHE UND KLIMATOLOGISCHE ABTEILUNG
Vorstand: Professor Dr. med. Hans von Braunbehrens

Kreislaufanalysen in der Anfangsphase des Bades, mit Versu-
chen zur kontinuierlichen Blutdruckregistrierung beim Ein-
tauchen ins Bad.

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von

Franz-Hermann Köhl

aus München

München 1966

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Privatdozent Dr. med. Heinrich Drexel
Oberkonservator Diplomphysiker Karl Dirnagl
Mitberichterstatter: Professor Dr. med. Hans von Braunbehrens
Dekan: Professor Dr. med. Manfred Kiese

Tag der mündlichen Prüfung: 4. Oktober 1966

Meinen lieben Eltern in Dankbarkeit
gewidmet.

Inhaltsverzeichnis.

	Seite
A. Einleitung	7
B. Aufgabenstellung und Versuchsdurchführung	9
1. Vorbemerkung	9
2. Versuchspersonen	9
3. Versuchsraum, Heizung, Luftfeuchtigkeit	10
4. Wanne, Bädertemperatur, Vorbereitung der Probanden	11
5. Trage, Einsenkvorrichtung	12
6. Durchgeführte Registrierungen	14
7. Die unblutige fortlaufende Blutdruckregistrierung und die WAGNER'sche Manschette	15
8. Beschreibung und Handhabung unserer Manschette	18
9. Der induktive Wegaufnehmer	21
10. Der Trägerfrequenzmeßverstärker (TMV)	22
11. Der Photokymograph	23
12. Pulsschreibung, Cardirex, Oszillograph	24
13. Das Unterwasserelektrokardiogramm	25
14. Blutdruckkontrollmessung mit Unterwassermikrophon	27
15. Versuchsablauf, Synchronisation	28
16. Die Auswertungstechnik der Badeversuche (Pulskurven)	31
C. Ergebnisse:	35
Das Verhalten des Kreislaufes beim Eintauchen ins Bad	35
1. Blutdruck bei Bädern indifferenter, warmer und kalter Temperatur	35
2. Schlagvolumen, Herzminutenvolumen, Pulsfrequenz, Puls- wellengeschwindigkeit, elastischer und peripherer Wi- derstand bei Bädern verschiedener Temperatur	45
D. Diskussion	53
I. Kreislaufverhalten beim Eintauchen in Bäder verschiedener Temperatur	53
1. Blutdruck und -amplitude, hydrostatische Wirkungen	53
2. Schlagvolumen, Herzminutenvolumen	56
3. Herzfrequenz	57
4. Elastischer und peripherer Gefäßwiderstand	59
5. Pulswellengeschwindigkeit	60
II. Anhang	62
1. Versuche und Untersuchungen mit der Blutdruck- Unterarmmanschette zur Feststellung ihrer Ein- satzfähigkeit und Eigenschaften	62

a. Auswertung und Kriterien der Brauchbarkeit der Registrierkurven, sowie Abklärungsversuche an Hand der Manschette	62
aa. Synchronisation von Messungen nach RRK und Kurve	62
bb. Blutdruckschwankungen 2. und 3. Grades	63
cc. Verhalten der Registrierkurve bei extremen Atmungsverhältnissen	66
dd. Änderungen des Blutdruckes durch Pressen	69
ee. Versuche zur kontrollierten Blutdruckänderung durch Überdruckbeatmung und Acetylcholingabe	71
ff. Versuche zur Eichung der Registrierkurve	71
gg. Der auffällige Abfall und Anstieg der Registrierkurve	73
hh. Volumenschwankungen am Unterarm, Blindversuche, Einfluß der venösen Stauung	75
ii. Einflüsse der Muskulatur auf die Kurve	77
b. Beziehung zwischen Pelottendruckdifferenz und Filmausschlag	78
c. Beziehung zwischen Pelottenvolumendifferenz und Filmausschlag	81
d. Bestimmung des Volumenelastizitätskoeffizienten E'	87
e. Temperatureinflüsse	89
f. Linearität der Übertragung	95
g. Kopfmanschette	95
2. Zusammengefaßte Besprechung der unter 1. gewonnenen Ergebnisse	97
E. Zusammenfassung	102
Verzeichnis der Abbildungen	104
Literaturhinweis	106
Danksagung	110
Lebenslauf	111



Digitized by the Internet Archive
in 2026

A. Einleitung.

Es gibt zahlreiche Veröffentlichungen, die das Verhalten des menschlichen Kreislaufes im Verlauf von Bädern verschiedenster Art und Temperatur beschreiben, untersuchen, analysieren und diskutieren. Mit den heute verfügbaren und zur Registrierung von Kreislaufgrößen üblichen technischen Mitteln ist es möglich, recht gute und umfangreiche Kenntnisse über das Kreislaufgeschehen und dessen Veränderung während eines Bades zu erhalten.

Sehr viel schwieriger gestaltet sich jedoch der Versuch, diese Größen auch während des Überganges aus der Ruhelage in das Bad, bzw. während der ersten Minuten des Bades aufzuzeichnen. Während der Patient oder Proband sich vor dem Bad oder während des Bades in Ruhe befindet, muß er sich zum Besteigen der Wanne bewegen, was im schlimmsten Falle zum Verrutschen sämtlicher Registriervorrichtungen, im günstigsten Falle aber doch noch zum Abkippen oder Auswandern aller Registrierkurven führt.

Da nun gerade die Anpassungsvorgänge in einem Organismus an eine neue Umgebung, in unserem Falle an das Bad, in ihren ersten Minuten besonders eindrucksvoll verlaufen dürften, und da die Reaktion des Patienten auf die therapeutische Einwirkung stark davon abhängt, wie er sich zu Beginn an ein Bad anzupassen vermag, haben wir uns bemüht, experimentell einen Weg zu finden, auf dem eine Registrierung von Kreislaufgrößen auch während des Überganges vom trockenen in das nasse Milieu möglich ist.

Außer der Pulscurvenregistrierung erfordert eine Kreislaufanalyse eine genaue Kenntnis des systolischen und diastolischen Blutdruckes, möglichst während des gesamten Versuchsablaufes und bei jeder Herzaktion. Durch eine Messung nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF (=RRK) wird man immer nur Stichproben erhalten, deren Werte außerdem noch subjektiv gefärbt sind. Das Ideal wäre ohne Zweifel eine fortlaufende Blutdruckaufzeichnung in Form einer Druckkurvenschreibung, wie sie auf blutigem Wege möglich ist. - Dieses Verfahren kommt aber für unsere Versuche aus verschiedenen Gründen nicht in Betracht. - Man könnte objektiv die Blutdruckwerte für jeden gewünschten Zeitpunkt entnehmen. Somit könnten einmal auch schnelle,

auf einzelne Herzschläge beschränkte Druckschwankungen erfaßt werden, zum anderen wäre - für unseren Fall - eine Blutdruckregistrierung auch beim Beginn (=Eintauchen der Versuchsperson) des Bades möglich.

Daraus ergibt sich, wie bedeutungsvoll und erleichternd eine gute Methode zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung für die gesamte praktische und experimentelle Medizin wäre.

WAGNER (30a-d) hat sich im Jahre 1942 mit dem Problem einer fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung befaßt und eine mögliche Methode angegeben. In neuerer Zeit haben WAGNER (30d), sowie REIMANN und WAGNER (25) am hiesigen physiologischen Institut (damaliger Direktor Professor R.WAGNER) das Verfahren wieder aufgegriffen und mit Hilfe der heutigen technischen Mittel verbessert.

Auf der Suche nach geeigneten Möglichkeiten griffen wir die Methode WAGNERS ebenfalls auf; später konnten wir auch mit REIMANN Fühlung nehmen; es war jedoch nicht möglich, sein Verfahren unverändert für unsere Badeversuche zu übernehmen.

Wir verwandten deshalb viel Zeit und Mühe auf die Entwicklung einer eigenen Apparatur zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung, die sich an die Anordnung WAGNERS und mehr noch REIMANNs anlehnt.

Unser Interesse galt dem Verhalten von Blutdruck und Kreislauf beim Bade in den ersten Minuten nach dem Einbringen einer Person in ein flüssiges Bademedium, sowie der Einwirkung des hydrostatischen Druckes auf das Kreislaufsystem des Menschen.

Sowohl die Beschreibung der Versuchsanordnung, als auch die Diskussion der Versuchsergebnisse, insbesondere die kritischen Untersuchungen hinsichtlich der Brauchbarkeit der Manschette am Ende der Arbeit wurden deshalb so ausführlich gestaltet, um nachfolgenden Bearbeitern die Weiterarbeit an diesem interessanten Thema zu erleichtern; deshalb wurden auch weitgehend Hinweise auf Herstellerfirmen und dgl. eingebracht.

B. Aufgabenstellung.

Die folgende Arbeit befaßt sich daher eigentlich mit zwei Themen:

A. Kreislaufmessungen in der Anfangsphase des Bades.

B. Methodik der Blutdruckmessung.

Im einzelnen bestand unsere Aufgabe darin:

1. Versuche anzustellen, bei denen Personen in ein Wasserbad gebracht werden, um das Verhalten ihres Kreislaufes unmittelbar beim Beginn des Bades bzw. beim Übergang vom trockenen in das nasse Medium zu untersuchen und eine Vorrichtung zu schaffen, mit deren Hilfe die Versuchsperson (=VP) so ins Bad gebracht werden kann, daß eine fortlaufende Registrierung der Kreislaufgrößen möglich ist; es müssen aber auch die Verhältnisse möglichst naturgetreu wiedergegeben werden, die bestehen, wenn sich eine Person in eine Badewanne legt;

2. für die fortlaufende Registrierung der Kreislaufgrößen eine Methode zu entwickeln, mit deren Hilfe der Blutdruck fortlaufend unblutig gemessen und aufgezeichnet werden kann. Diese Methode war kritisch zu prüfen und zu diskutieren;

3. aus den registrierten Kreislaufwerten Schlüsse über die Einwirkung des Wasserdruckes (=hydrostatischen Druckes) auf das Kreislaufsystem zu ziehen.

Als Versuchspersonen (=VPP) dienten 6 kreislaufgesunde Männer und 10 Frauen im Alter von 18 - 33 Jahren. Wir wählten sie aus Medizinstudenten und der Heilkunde angehörigen Berufen aus, um eine psychische Irritation durch die für einen Laien beängstigend wirkende Registrierapparatur und die dazugehörigen Hilfsgeräte auszuschalten.

Tabelle 1 : Angaben über die Versuchspersonen.

Nummer	Name	Geschlecht	Alter	Größe	Gewicht
VP 1	W.K.	männlich	21 J.	176,0 cm	65,0 kg

Nummer	Name	Geschlecht	Alter	Größe	Gewicht
VP 2	T.Z.	männlich	27 J.	168,0 cm	65,0 kg
" 3	D.B.	"	27 "	178,0 "	70,0 "
" 4	F.K.	"	26 "	171,5 "	72,0 "
" 5	V.S.	"	26 "	173,5 "	66,0 "
" 6	I.F.	"	33 "	171,5 "	69,5 "
" 7	E.M.	weiblich	26 "	170,0 "	56,0 "
" 8	A.H.	"	28 "	176,0 "	66,0 "
" 9	B.R.	"	20 "	170,0 "	57,0 "
" 10	A.K.	"	22 "	162,5 "	53,5 "
" 11	A.H.	"	18 "	162,5 "	59,0 "
" 12	I.S.	"	18 "	167,5 "	57,0 "
" 13	T.B.	"	27 "	171,0 "	54,5 "
" 14	A.S.	"	21 "	172,5 "	61,0 "
" 15	M.W.	"	22 "	174,0 "	61,5 "
" 16	G.H.	"	33 "	174,5 "	61,0 "

Es ist daran gedacht, in einer weiteren Arbeit auch P a t i e n -
t e n, namentlich mit abnormen Kreislaufverhältnissen, aus dem
Krankengut des hiesigen Institutes und der Poliklinik für physi-
kalische Therapie (Direktor Prof. Dr. med. Hans von BRAUNBEHRENS)
im oben angegebenen Sinne zu untersuchen, nachdem in unserer Ar-
beit in erster Linie die Voraussetzungen experimentell-technischer
Art dazu zu schaffen waren.

Als Versuchsraum diente uns ein Bädertherapieraum (7,0 x 3,5 x
4,5m), der uns vom oben genannten Institut freundlicherweise zur
Verfügung gestellt wurde.

Um Frieren bzw. Kältezittern unserer VPP vor und nach den Bädern
zu verhindern, wurde der Raum während aller Versuche auf eine kon-
stante Temperatur von 30°C aufgeheizt. (Vorheizung mit vorhandener
Dampfheizung, Feinregulierung mittels zweier, durch Elektrothermo-
stat gesteuerter Heizlüfter (Fabrikat "Fakir") zu je 2000 Watt.)

Die Luftfeuchtigkeit mußte, in Anbetracht der relativ hohen Raum-
temperatur, künstlich auf 40% rel. Feuchte gebracht werden, um für
VPP und Untersucher ein angenehmes Milieu zu schaffen. Wir ver-

wandten hierzu einen elektromechanischen Wasserzerstäuber (Fabrikat "Defensor"), dessen Tätigkeit durch ein Schaltrelais geregelt wurde; dieses war mit einem Haarhygrometer verbunden, das über einen Kontaktgeber den Relaisstromkreis steuerte. Es muß allerdings erwähnt werden, daß die relative Luftfeuchtigkeit - je nach den im Freien herrschenden Verhältnissen - beim Füllen der Wanne durch den dadurch aufkommenden Wasserdampf vorübergehend um etwa 10 - 20% anstieg. - Raumtemperatur und relative Luftfeuchtigkeit registrierten wir fortlaufend mit einem Thermo-Hygrographen.

Als Versuchsbadewanne diente, um die Einsenkvorrichtung mit der VP (Abb.1a, S.13) darin unterbringen zu können, eine relativ große Wanne, die etwa die Dimensionierung einer großen Unterwassermassagewanne aufwies (Polyester-Kunststoffwanne, ca. 930 Liter Fassungsvermögen, 195 x 90 x 63cm, Wasserhöhe bis zum Überlaufstutzen 53cm).

Die Temperatur des Bades maßen wir mit einem geeichten, stabförmigen Hg-Zeigerthermometer, das eine große, gut ablesbare Skala hatte, nach jeweiligem vorherigem kräftigem Umrühren des Badewassers.

Im allgemeinen führten wir die Bäder bei einer Indifferenztemperatur von $34,6^{\circ}\text{C}$ durch, die unsere VPP durchwegs als sehr angenehm empfanden. Teilweise verwandten wir auch Temperaturen, die zwischen 20° und 40°C lagen.

Auf Wunsch der VPP setzten wir dem Wasser $1/2$ Meßbecher ($=6\text{cm}^3$) des Badezusatzes "Badedas" zu, das ist die Hälfte der für eine Normalwanne von 335 Litern Fassungsvermögen empfohlenen Menge; dies führte nach unseren Beobachtungen zu keinen Änderungen des Kreislaufgeschehens.

Unter den geschilderten Bedingungen mußte nun die VP etwa eine Stunde lang in möglichst leichtem und auf keinen Fall den Kreislauf beengendem Badezeug (Bikini) ruhen, damit sich Vegetativum und Kreislauf in eine ausgeglichene Versuchsausgangslage einstellen konnten. Diese Zeit wurde zum Anlegen der verschiedenen Meßvorrichtungen verwendet, was für die VP in keiner Weise unangenehm war. Die Lagerung erfolgte auf einer von uns zu diesem Zweck-

ke konstruierten Trage (Abb.1a).

Diese bestand aus einem rechtwinkligen Stahlrohrrahmen, der in seinem oberen Drittel im Winkel von etwa 145° nach oben geknickt wurde, sodaß die VP mit dem Gesäß in den Knick zu liegen kam; durch diese Maßnahme wurde der Oberkörper schräg nach oben angehoben. Die Breite der Trage betrug 45cm. Als wasserbeständige und zugleich auch wasserdurchlässige Bespannung des Rahmens verwendeten wir PVC-Rundschnüre von 4,5mm Durchmesser, die zwischen den beiden Längsholmen verspannt wurden und eine bequeme und elastische Unterlage für die VP bildeten. Der Kopf der VP wurde mit einem Gummikissen unterpolstert. Für beide Füße war ein nach der Körpergröße verstellbares Widerlager vorhanden. Für den rechten Arm der VP brachten wir eine Stütze in Form eines Brettes derart an, daß er in bequemer Lage parallel zu Rumpf und Oberschenkeln bzw. zur Basis der Trage lag. Alle Druckstellen wurden sorgfältig mit Schaumgummi abgepolstert. Die linke Armstütze wurde dagegen so ausgebildet, daß zwar der Oberarm ebenfalls parallel zur Körperhorizontalen lag; das Abstützbrett für den Unterarm wurde jedoch im Winkel von 145° nach oben geführt, da Hand und Pulsstelle an der Arteria radialis aus technischen Gründen aus dem Wasser ragen mußten. Auch hier wurden Druckstellen gepolstert. Für die linke Hand wurde ein "Handgriff" auf dem Brett angebracht (Abb.1b). Es handelte sich hierbei um einen aufgeschraubten Gipsklotz, der die anatomische Innenform einer halbgeschlossenen Faust wiedergab - gewonnen durch Abdruck und Modellierung und mit einem wasserfesten Kunstharzlackanstrich versehen -, den die VP umfassen mußte, um "etwas in der Hand zu haben"; auf diese Weise wurde es möglich die Hand ruhig und ohne Zittern für längere Zeit in einer bequemen Mittelstellung zu halten. Das Ellenbogengelenk befand sich in einer Beugstellung von etwa 45° , der Unterarm in einer Mittelstellung zwischen Pro- und Supination.

Um die VP möglichst ruhig und vor allem erschütterungsfrei ins Bad bringen zu können, wurde die Trage an einen hydraulischen Heber (Fa. Admi) gehängt und dann mit der VP langsam gleitend ins Wasser gesenkt. Infolge der Knickung der Trage konnte der gesamte Körper der VP bis zum Halsansatz unter die Wasseroberfläche gebracht werden. Allerdings mußten wir den Auftriebskräften entgegenwirken.



Abb. 1a

VP mit zwei Pulsabnehmern, Blutdruckarmmanschette zur fortlaufenden Registrierung, Blutdruckmanschette und Mikrofון zur Messung nach RRK. (VP zur Hälfte eingetaucht.)



Abb. 1b

Blutdruckarmmanschette über der Arteria radialis am linken Arm mit der Übertragungskapsel.

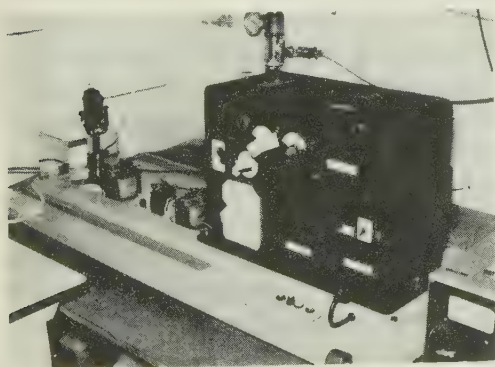


Abb. 2a

Spiegelgalvanometer, Transformatoren, Photokymograph, Trägerfrequenzmeßverstärker.

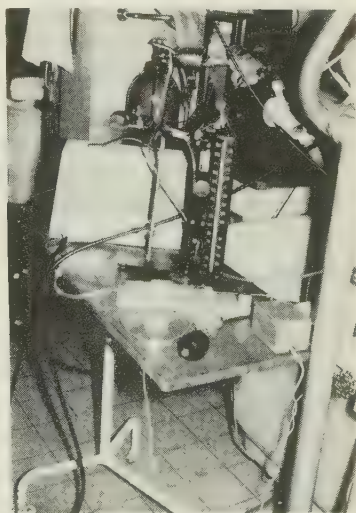


Abb. 2b

Hilfsgeräte zur Blutdruckmessung unter Wasser nach RRK (Gitarrenverstärker, Hg-Manometer, Stethoclips, automat. Luftablaßventil, Übertrager) und Rekord-spritze.

Deshalb wurden die VPP vorher an die Trage geschnallt: ein 10cm breiter Gurt wurde über die Beckenkämme gelegt, da an dieser Stelle am wenigsten Druck auf Eingeweide und Kreislaufsystem ausgeübt wird; weitere schmale Gurten lagen über den beiden Knien, dem linken Ober- und dem rechten Unterarm. Für die Füße war, wie erwähnt, eine bequeme Stütze vorhanden, die den VPP auch ein gewisses Sicherheits- und Haltegefühl gegen den Auftrieb im Wasser gab.

Diese Art des Einsenkens der VP in das Bad stellt die einzige Möglichkeit dar, die Situation nachzuahmen, die besteht, wenn jemand sich in eine Wanne legt, denn es gibt keine andere Möglichkeit, bei der die Registriervorrichtungen nicht verrutschen bzw. die registrierten Kurven nicht auswandern würden.

FICK (14) legte bei seinen Versuchen die VPP in eine leere Wanne, befestigte dann an ihnen die Registriervorrichtungen und ließ anschließend das Wasser einlaufen. Dieses Vorgehen ist durchaus geeignet, Bädereinwirkungen auf längere Zeit zu untersuchen, bringt aber keinen Aufschluß über die ersten Minuten, da Wasserauschen und -wirbelbildung einwandfreie Messungen unmöglich machen. Die Zeit, die die Füllung einer Wanne braucht, ermöglicht außerdem eine langsame Anpassung des Kreislaufes an den zunehmenden hydrostatischen Druck, ein Umstand, der für unsere Untersuchungen und Fragestellung ungeeignet war.

Wir haben versucht, verschiedene Kreislaufparameter unserer VPP fortlaufend zu registrieren, und zwar erstens nach einer Ruhe- und Vorbereitungszeit vor dem Bade von etwa einer Stunde, zweitens während des Einsenkens der VP ins Bad und drittens während der ersten Minuten des Bades.

Fortlaufend aufgezeichnet und gemessen wurden 1. der systolische und diastolische Blutdruck nach der von uns entwickelten unblutigen Methode, 2. der systolische und diastolische Blutdruck nach RRK (nur interkurrent zur Kontrolle), 3. die Pulskurven der Aa. carotis communis und femoralis zur Kreislaufanalyse nach BROEMSER-RANKE (7), 4. das Elektrokardiogramm in drei Extremitätenableitungen, auch unter Wasser.

Wir benötigten für unsere Versuche eine Methode zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckmessung, da vorhandene blutige Methoden im Bad weitgehend ausscheiden; eine blutige Registrierung ist insbesondere unmöglich, wenn die VP auch noch vom trockenen ins feuchte Medium bewegt werden soll. Außer an den technischen bzw. klinischen Möglichkeiten zur blutigen Blutdruckschreibung, fehlte es uns auch an willigen VPP bzw. geeigneten Patienten.

Nun hat WAGNER (30a-d) bereits im Jahre 1942 ein Verfahren zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung angegeben, das aber wegen seiner technisch doch recht schwierigen und etwas umständlichen Handhabung keine größere Verbreitung gefunden haben dürfte. Die grundsätzlichen Überlegungen WAGNERS sind jedoch auch heute noch gültig und dienten uns als Ausgangsbasis für unsere Versuche.

WAGNER geht von der Überlegung aus, daß auf die Wandung der A. radialis - bzw. jeder Arterie - durch die Herzkontraktionen ein bestimmter, rhythmisch zwischen einem Maximum und einem Minimum schwankender Druck ausgeübt wird, der sie an- und abschwellen läßt; diese Erscheinung kennen wir unter dem Begriff "Puls". Das Druckminimum dieser Schwankungen entspricht dem diastolischen, das -maximum dem systolischen Blutdruck. Den diastolischen Druck kann man auch als "Dauerdruck" oder "Ausgangsdruck" im peripheren arteriellen System auffassen, der durch die Druckstöße während der Herzsystole, sowie durch die Windkesselwirkung der Aorta vergrößert wird. Wenn es nun gelingt, auf die Arterienwand von außen her zirkulär einen Druck auszuüben, der dem "Dauerdruck" im Gefäß die Waage hält, so muß die Gefäßwand spannungslos sein. Die nunmehr an der spannungslosen Gefäßwand auftretenden Pulsationen entsprechen Druckstößen im Gefäßsystem, die der Blutdruckamplitude entsprechen. Durch geeignete Fühlmechanismen können die Druckschwankungen abgetastet und nach entsprechender Verstärkung registriert werden. Dies entspricht dem Prinzip einer reinen Druckregistrierung.

Die Verwirklichung dieser Überlegungen gestaltet sich allerdings schwierig. Es ist ja ohne chirurgisches Vorgehen unmöglich die A.

radialis - die für die folgenden Versuche zur Registrierung verwendet wurde, da sie geeigneter ist, als die zur Blutdruckmessung sonst übliche A. cubitalis - direkt zu umfassen, um einen Gegen-
druck auf deren Wand auszuüben.

WAGNER umgab deshalb den Handgelenks- bzw. Pulsstellenbereich mit einer Manschette, die den Zweck hatte, neben der Ruhigstellung des Gelenkes und der darunter liegenden Gewebe, vor allem die Arterie selbst ruhig zu stellen und Ausweichbewegungen zu verhindern. Die Manschette hatte eine rechteckige Grundform von 22 x 10cm Größe und war aus gedoppeltem, festem und nicht elastischem Segeltuch gefertigt; an der Dorsalseite wurden ihre Enden nach Art eines Schuhs verschnürt. Zwischen den beiden Segeltuchlagen befand sich eine etwa 5 - 10mm starke Paraffinschicht, in die nach Art eines Haushaltsheizkissens Heizwendeln eingebettet waren, um durch Erwärmung des Paraffines ein gutes Anschmiegen an das Handgelenk zu erreichen. Selbstverständlich tritt eine gute Fixierung erst nach dem Erkalten des Paraffines ein.

Es muß grundsätzlich beachtet werden, daß der Umfang der Manschette nur so groß gewählt wird, daß unter der Verschnürung ca. 2cm des Armes nicht von der Manschette umschlossen werden, damit der venöse Rückstrom nicht völlig abgedrosselt wird, worauf WAGNER bereits verwiesen hat. Zwar verfärbt sich die Hand trotzdem meist schon nach einer Liegedauer von 5 - 10 Minuten livide, gelegentlich kommt es auch zum Einschlafen der Finger; der Prozess ist jedoch nach Abnahme der Manschette in sehr kurzer Zeit völlig reversibel; ernstliche Störungen wurden von uns nie beobachtet, auch nicht von REIMANN (25), der seine Manschetten oft über einige Stunden liegen ließ.

Den wirksamen "Kern" der Anordnung bildet jedoch eine wassergefüllte Druckkammer, die in die Mitte der Manschette eingelassen ist; sie wird auf der einen Seite durch eine dünne Gummiplatte (=Pelotte) abgeschlossen, welche auf die Pulsstelle der A. radialis zu liegen kommt, auf der anderen Seite durch eine Metallmembran. Der Wasserdruck in der Kammer wird unter Manometerkontrolle, und selbstverständlich unter Vermeidung von Luftblasenbildung, auf einen Wert eingestellt, der um etwa 5mmHg über dem diastolischen

Blutdruckwert liegt. Über die Pelotte setzt sich der Druck auf die Wand der fixierten A. radialis fort, die dadurch s p a n n - u n g s l o s wird. Mit dieser Anordnung versuchte WAGNER der Forderung, die Arterienwand allseitig durch einen gleichmäßigen Gegendruck zu entspannen, möglichst nahe zu kommen.

In der A. radialis auftretende Drucksteigerungen im Bereich über dem diastolischen Ausgangsdruck führen nun zu Pulsationen, die über die spannungslose Gefäßwand und das Gewebe auf die Druckkammer und schließlich auf die Metallmembran übertragen werden. Mittels eines luftdruckgesteuerten Verstärkersystemes können die Membranschwankungen mechanisch über ein Hebelwerk auf eine berußte Trommel aufgezeichnet werden. - Selbstverständlich erfährt die Anordnung eine gewisse Dämpfung vor allem durch den Widerstand des Gewebes, das zwischen Arterienwand und Pelotte liegt.

Wir griffen bei unserer Suche nach einer Möglichkeit zur unblutigen Blutdruckregistrierung zunächst auf WAGNERS Manschette zurück, mußten jedoch schon bald feststellen, daß sie in ihrer oben beschriebenen Form nicht für unsere Versuche geeignet war, da sowohl die Segeltuch-Paraffin-Manschette, als auch der Übertragungsmechanismus unseren Anforderungen nicht gewachsen waren.

Das Erwärmen des Paraffines in der WAGNER'schen Manschette nahm eine für unsere Versuche zulange dauernde Zeit in Anspruch. Sollte eine ideale Anschmiegbarekeit erreicht werden, mußte die Manschette so stark erhitzt werden, daß es von den VPP nicht mehr ertragen werden konnte. Das Abkühlen und Erstarren des Paraffines dauerte ebenfalls zulange. Man muß ferner bedenken, daß die VPP Arm, Handgelenk und Finger solange v o l l s t ä n d i g ruhig halten mußten, bis das Paraffin restlos erstarrt war, da die Manschette sonst ungenügend fest anlag. Auch wenn die Manschette zu Anfang des Versuches einwandfrei lag, kam es immer wieder vor, daß sie sich durch eine Bewegung - wozu schon minimale Fingerbewegungen ausreichten - wieder lockerte; in diesem Falle mußte die Arbeit wieder von vorne beginnen! Wir beobachteten auch, daß bei längerem Liegen der Manschette (ca. 20min) eine Lockerung eintrat, die sich vor allem durch ein Absinken des Pelottenvordruckes recht unange-nehm bemerkbar machte. Vermutlich kommt es durch den zirkulären

Druck auf das Handgelenk zu einem Abfließen von intrazellulärer und intravasaler Flüssigkeit, wodurch sich der Umfang des Gelenkes natürlich verringert.

Auf die Beschreibung des luftdruckgesteuerten Übertragungsmechanismus an der WAGNER'schen Manschette soll hier nicht näher eingegangen werden; wegen der Schwierigkeit seiner Anwendung bei unseren Versuchen, suchten wir einen anderen Weg.

Zunächst ersetzten wir die Segeltuch-Paraffin-Manschette durch eine doppelwandige Gummimanschette, die, der idealen Anschmiegsamkeit wegen, mit Wasser gefüllt wurde (Abb.1b, S.13 und Abb.3). Es empfiehlt sich destilliertes Wasser zu verwenden, um das wassergefüllte System von Niederschlägen frei zu halten; um auch feinste Blasenbildung zu vermeiden, muß das Wasser vor seiner Verwendung entgast werden. Vor jeder Inbetriebnahme soll das gesamte wassergefüllte System, insbesondere das Übertragungssystem (siehe unten), peinlichst genau auf Blasenbildung untersucht werden; sollten sich Blasen gebildet haben, muß das System entlüftet werden - ein sehr zeitraubender Vorgang - da jedes noch so kleine Bläschen wegen seiner Kompressibilität eine Dämpfung in der Übertragung verursacht. Um die Gummiteile der Anordnung geschmeidig zu erhalten, haben wir dem Wasser 5 - 10% Glycerin beigegeben. Trotz saubersten Arbeitens bilden sich im Wasser nach einiger Zeit Algen; wir haben versucht ihrem Auftreten durch Sagrotanzugabe entgegenzuwirken, hatten aber keinen überzeugenden Erfolg damit.

Die Grundplatte GP der Manschette bildete ein Rechteck von 17,5 x 10,0cm Größe aus gummierter Faltbootleinwand von 1,5mm Stärke. Die beiden schmalen Seiten waren zum Festschnallen um das Handgelenk mit drei selbstschließenden Schnallen Sch bzw. mit drei Riemen R, die aus der Grundplatte mit ausgeschnitten waren, versehen. Für das Anlegen der Manschette gilt das bereits Gesagte (s.S. 16). An der dem Handgelenk zugewandten Innenseite brachten wir eine zweite Gummilage (=Deckplatte DP) aus 0,75mm starkem Paragummi an. Die Kleberänder KR wurden auf 10mm Breite mit Gummilösung (später mit "Omega" Zwei-Komponenten-Gummikleber) verklebt. So entstand zwischen den beiden Blättern ein Hohlraum (=Manschettenraum MR), der fast die Größe der Grundplatte hatte. Zur Wasserfüllung

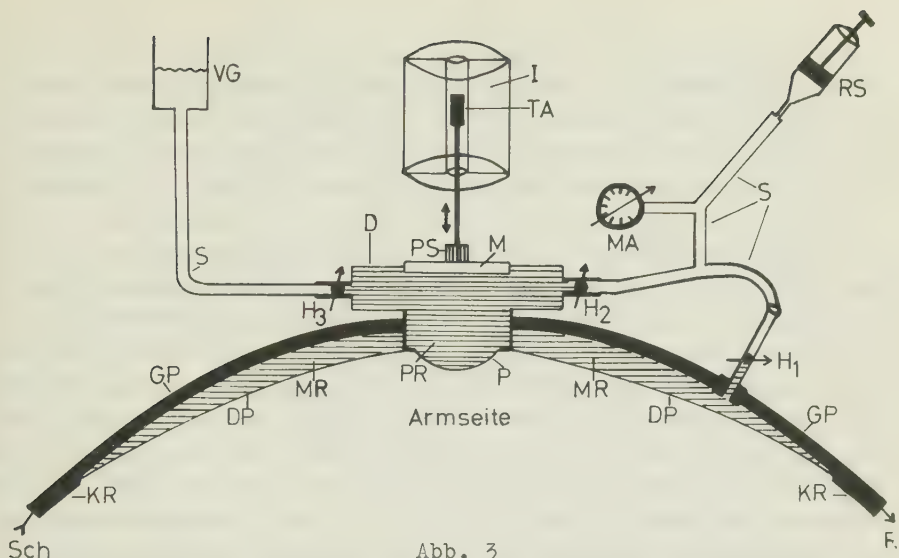


Abb. 3

Schematische Darstellung der von uns zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung verwendeten Manschette
(Beschreibung S. 18-21)

dieses Hohlraumes wurde in die Grundplatte GP ein Fahrradventil eingeschraubt, in das wir einen Hahn H_1 mit Schlauchanschluß einlöteten.

Die der Übertragung der Blutdruckschwankungen dienende Druckkammer D entnahmen wir zum Teil, nach Abänderung des Übertragungsmechanismus, der WAGNER'schen Anordnung. Die Kammer bestand aus einer runden Metallkapsel von 53mm Durchmesser und einer Höhe von insgesamt 29mm. Nach Ausstanzen eines Loches von etwa 10mm Durchmesser aus der Grundplatte GP und der Deckplatte DP konnte sie in den Mittelpunkt der Manschette eingeschraubt werden, wie aus Abb. 3 ersichtlich ist. Selbstverständlich mußte darauf geachtet werden, daß alle Verbindungsstellen dem Wasserdruck standhielten; wir wandten einen Prüfdruck von 300Torr an. Den der Pulsstelle aufliegenden Teil der Druckkammer verschloß eine Pelotte P aus sehr zartem Paragummi (ca. 0,5mm Stärke); ihr gegenüber wurde die Druckkammer D, bzw. der Pelottenraum PR, durch eine Plexiglasmembran M von 30 mm Durchmesser und von 1mm Stärke abgeschlossen. Zur Abdichtung

verwandten wir Fluid-Dichtungskitt. Der Pelottenraum PR konnte über zwei, durch die Hähne H_2 und H_3 verschließbare Schlauchanschlüsse mit Wasser gefüllt werden. Er hat einen Rauminhalt von ca. 13cm^3 . Später gestalteten wir seine Form oval ($15 \times 24\text{mm}$), um die A. radialis in ihrem Längsverlauf besser erfassen zu können.

Die Füllung von Manschettenhohlraum MR und Pelottenhohlraum PR (im Folgenden kurz "Manschetten- und Pelottenraum" genannt) erfolgte durch ein höher angebrachtes Wasservorratsgefäß VG; über eine Schlauchleitung S (verwendet wurden, wegen der Luftblasenkontrolle, durchsichtige, feste PVC-Schläuche von 5mm lichter Weite) gelangte das Wasser über den Hahn H_3 in den Pelottenraum, von dort über den Hahn H_2 und weitere Verbindungsschläuche S einerseits über Hahn H_1 in den Manschettenraum, andererseits an ein in mmHg geeichtes Manometer MA und schließlich in den - zunächst offenen - Zylinder einer 20cm^3 -Rekordspritze RS, über den die Luft entweichen konnte. Noch im Leitungssystem zurückgebliebene Luftblasen wurden mit Hilfe des Spritzenkolbens abgesaugt. Daraufhin konnte das Leitungssystem durch den Kolben verschlossen werden.

Das Anlegen unserer Blutdruckmanschette erfolgt nach längerer Lagerung der VPP - wie bereits beschrieben - am linken Handgelenk, das in einer bequemen Lage fixiert wurde (s.S.12). Wenn die Pelotte genau - vorherige Markierung empfiehlt sich - auf der sorgfältig palperten Pulsstelle der A. radialis liegt, wird die Manschette um das Handgelenk geschnallt, die Pelottenlage nochmals kontrolliert. Daraufhin müssen die Hähne H_{1-3} geöffnet werden; das Vorratsgefäß wird nun so hoch gehoben, bis sich im ganzen System ein am Manometer ablesbarer hydrostatischer Druckwert einstellt, der etwa 10mmHg unter dem vorher mehrmals gemessenen diastolischen Blutdruckwert der jeweiligen VP liegt. Sodann wird der Hahn H_3 geschlossen. Durch Einschieben des Kolbens in die Rekordspritze RS kann nunmehr die Feinregulation des Druckes im Manschettenraum auf einen Wert erfolgen, der um 5mmHg unter dem diastolischen Druck liegen soll. Wir haben diesen Wert nach einer Versuchsreihe ermittelt; einerseits wird das Gewebe zur Erzielung eines spannungslosen Zustandes an der Gefäßwand hinreichend komprimiert, andererseits kommt es noch nicht so schnell zum Einschlafen der Finger, wie das bei höheren Manschettenvordruckswerten der Fall ist.

Das Gehäuse der Spritze RS schraubten wir auf ein Brettchen, auf dem noch ein Schraubentrieb angebracht war, mit dessen Hilfe der Kolben zur Druckfeineinstellung sehr behutsam eingeschoben und festgestellt werden konnte. Der im Manschettenraum eingestellte Druck muß 15 - 20 Minuten lang überwacht und nachreguliert werden, da sich das Volumen des Handgelenkes infolge des durch die Manschette hervorgerufenen Druckes etwas verringert, und somit der Manschettendruck absinkt. (Andere Fehlerquellen, sowie Undichtigkeiten konnten wir als Ursachen des Druckabfalles mit Sicherheit ausschließen, sodaß keine andere Erklärung bleibt.) Nach Beendigung dieser Verrichtung wird auch Hahn H_1 geschlossen. Durch weiteres Einschieben des Kolbens muß nunmehr der Druck im Manschettenraum auf einen Wert gebracht werden, der um 5mmHg über dem diastolischen Blutdruckwert der VP liegt; dann wird der Hahn H_2 geschlossen - der Pelottenraum und die darin befindliche Wassersäule sind von der Umgebung abgeschlossen und können nunmehr der Druckübertragung dienen. Eine hinreichende Entspannung der Arterienwand ist jetzt gewährleistet. Wie wir an Hand von Vorversuchen feststellen konnten, erhält man mit der angegebenen Einstellung der Drucke die größtmöglichen Ausschläge auf der Registrierkurve.

Wie bereits geschildert, pflanzen sich die in der A. radialis auftretenden Blutdruckschwankungen über die spannungslose Arterienwand, über das komprimierte Unterhautgewebe und die Haut auf die Pelotte P fort. Das in der Druckkammer D befindliche Wasser leitet die Druckstöße der Pelotte weiter auf die Plexiglasmembran M, die wir anstelle der WAGNER'schen Broncemembran verwandten; sein luftgesteuertes Übertragungs- und Schreibsystem ersetzten wir durch ein elektrisches. Zur Umwandlung der mechanischen Membranschwingungen in elektrische verwendeten wir einen induktiven Wegaufnehmer (Typ W 1 E/5 der Firma Hottinger, Abb. 1b, S.13), den wir über der Membran in der Druckkammergehäuse befestigten. Das zylinderförmige Gebilde hat eine Größe von 23,5 x 12,0mm ohne Befestigungsgewinde.

Induktive Wegaufnehmer werden in der Feinmeßtechnik zum Messen von Strecken und Bewegungen bis hinunter zu 1μ verwendet (z.B. Ausdehnungsmessung von Metallen bei Erwärmung). Sie zeichnen sich durch große Empfindlichkeit und Genauigkeit aus. Ihr Vorteil liegt weiterhin darin, daß das Ergebnis der Messungen oszillographisch

sichtbar gemacht und registriert werden kann. Im Prinzip besteht ein induktiver Wegaufnehmer aus zwei Spulen, die räumlich übereinander angebracht sind. Wird in dem von ihnen zylinderförmig umschlossenen Hohlraum ein Eisenkern (=Tauchanker TA, Abb.3, S.19) senkrecht zur Wicklung der Spulen hin- und herbewegt, so ändert sich die Induktivität der Spulen, und an der mit 5kHz gespeisten Meßbrücke, welche die beiden Spulen enthält, können modulierte Spannungen abgegriffen werden. Wird der Tauchanker TA z.B. nach oben in den Bereich des oberen Schwingkreises geführt, erhält man positive, umgekehrt jedoch negative Ausschläge. Steht der Tauchanker genau in der Mitte zwischen beiden Schwingkreisen, ergibt sich der elektrische Nullpunkt bzw. die -linie. Auf Abb.4 ist das Prinzip dieser Vorgänge in einem Blockschaltbild dargestellt.

Zur Befestigung des Tauchankers, der von einem Stahlstift getragen wird, klebten wir auf den Mittelpunkt der Membran M eine Plexiglasscheibe PS auf, in deren Mitte sich eine Bohrung befand, in die der Stahlstift mit Acrifix-92-Plexiglas-Polymerisationskleber eingeklebt wurde. Der Tauchanker mußte so einjustiert werden, daß er bei entspannter Membran, zur Erzielung der elektrischen Nulllinie, genau zwischen beiden Schwingkreisspulen lag; außerdem mußte darauf geachtet werden, daß der Tauchanker nicht an der Wandung des Hohlzylinders streift, in dem er sich bewegt, weil sich dadurch Ungenauigkeiten in der Registrierung ergeben können.

Zur Erzeugung der für den induktiven Wegaufnehmer I nötigen Hochfrequenz, sowie zu deren anschließender Demodulation und zur Verstärkung der, den Membranschwingungen entsprechenden, Gleichstromschwankungen diente ein Trägerfrequenzmeßverstärker (Typ KWS/T-5, Fa. Hottinger)(s.Abb.2a, S.13). Bereits an seiner Skala konnten wir die Blutdruckschwankungen in Form von Zeigerausschlägen beurteilen. Der Verstärker weist verschiedene Verstärkungsbereiche auf; am empfindlichsten ist der Bereich 100, im Meßbereich 10 000 wird der Verstärkungsfaktor um das 100-fache reduziert. Wir verwandten meist den Bereich 200, mußten aber gelegentlich bei VPP mit sehr schwachem oder kräftigem Puls nach unten bzw. oben umschalten. Der zu wählende Meßbereich hängt von der Amplitude der Membranbewegung und dem zurückzulegenden Weg des mit ihr gekoppelten Tauchankers ab.

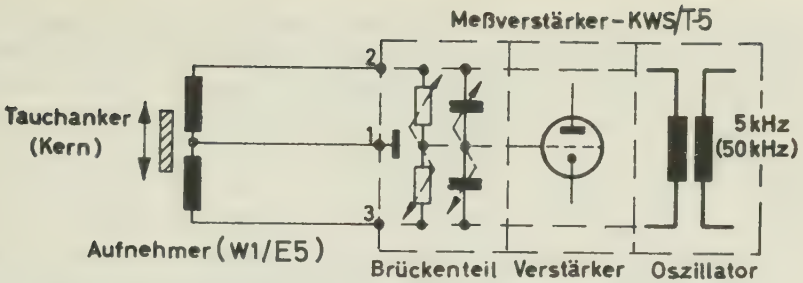


Abb. 4

Blockschaltbild des induktiven Wegaufnehmers und des
Trägerfrequenzmeßverstärkers
(Beschreibung s.S. 21-23)

Zur Aufzeichnung der Schwankungen standen uns zwei Möglichkeiten zur Verfügung. Einmal registrierten wir die "Blutdruckkurve", wie wir sie zunächst nennen, auf einem Cardirex-6-Kanal-EKG-Schreiber (Fa. Siemens-Reiniger; hierzu siehe auch S.110) - worauf später noch eingegangen wird -, zum anderen zeichneter wir unsere Kurven photokymographisch auf (Abb.2a, S.13). Diese Methode zeichnet sich durch größtmögliche Genauigkeit aus und ist wegen der nach unten begrenzten Vorschubgeschwindigkeit des Cardirex für die Dauerregistrierung recht zweckmäßig.

Wir verwendeten einen Film von 120mm Breite mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/sec. Über ein Spiegelgalvanometer (Abb.2a, S.13) kommt es zur Belichtung des sich langsam bewegenden Filmes. Das Galvanometersystem (Innenwiderstand 6,3 Ohm) wird durch die Ausgangsgleichspannung des Trägerfrequenzmeßverstärkers in Serie mit einem Widerstand von 1000 Ohm im Rhythmus der Blutdruckschwankungen angesteuert und verursacht dadurch die Ablenkung des von der Spaltlampe kommenden Lichtbündels.

Infolge der Transportgeschwindigkeit von 1mm/sec trifft ungefähr ein Pulsschlag auf 1mm des Filmes; diese Aufzeichnungsdichte der aufeinanderfolgenden Pulsschläge reichte uns völlig aus, da es ja bei dieser Aufzeichnungsmethode auf die Schwankungen der Amplitu-

denhöhe, die uns als Maß für die Höhe bzw. die Schwankungen des Blutdruckes dienen sollte, ankam, nicht dagegen auf die Auswertung des Pulskurvenbildes. Diese Art der Registrierung hat den Vorteil, daß der Filmstreifen nur einen bis zwei Meter lang wird (je nach Versuchsdauer) und somit für die Auswertung einfach handzuhaben ist.

Um Einblick in die Kreislaufverhältnisse zu gewinnen, ist es weiterhin nötig, zwei Pulskurven (Sphygmogramme) zu gewinnen, die die rhythmische Ausdehnung der Gefäßwand in allen Einzelheiten wiedergeben. Die eine der Kurven soll möglichst herznahe, die andere relativ herzfern abgenommen werden, um eine zeitliche Differenz (Δt) der Kurvenbilder zu erhalten. Wir wählten als Abnahmestellen die A. carotis communis, die im Trigonum caroticum palpiert werden kann, sowie die A. femoralis an ihrer Palpationsstelle am Ligamentum inguinale. Im allgemeinen legten wir die Pulsfühler aus praktischen Gründen an die linke A. carotis communis und an die rechte A. femoralis; wenn sich an diesen Stellen keine "guten Pulse" fanden, benützten wir die Gegenseite. Als Pulsfühler fanden die von BRECHT und BOUCKE (6) beschriebenen Verwendung. Es handelt sich dabei im Prinzip um einen Plattenkondensator, dessen eine Platte über einen stiftförmigen Fühler auf der jeweiligen Pulsstelle liegt. Durch die Pulsschwankungen, die über den Fühler auf die eine Kondensatorplatte übertragen werden, ändert sich ihr Abstand von der anderen Platte, und damit die Kapazität des Kondensators. Über einen geeigneten Vorverstärker können die der Pulsrhythmik entsprechenden Feldschwankungen in Gleichstromschwankungen verwandelt und ebenfalls auf dem Cardirex-6-Kanal-Schreiber aufgezeichnet werden. Das Anlegen der Pulsfühler erfordert einige Übung und Erfahrung, ist es doch nötig die Arterien sorgfältig zu palpieren und den Fühlerstift genau senkrecht auf die Arterie zu setzen. Die dem Gefäß aufliegenden Enden der Stifte können individuell mit breiteren oder schmälere Köpfen versehen werden um, je nach Lage, ein Druckschmerzminimum und ein Aufzeichnungsoptimum erzielen zu können. Die Kondensatorplatten in den Fühlern sind wasserdicht abgeschlossen, um auch unter der Wasseroberfläche einwandfrei registrieren zu können. Wir schnallten die Fühler mit je zwei Gurten um Oberschenkel bzw. Hals und Kopf - natürlich bei genügender Polsterung. Ursprünglich verwandten wir verstellbare Sta-

tive, die wir an der Trage befestigt hatten; sie erleichtern das Anlegen der Fühler erheblich; leider schwammen uns aber die VPP in der Wanne infolge der Auftriebskraft des Wassers trotz Ansnallens unter den Fühlern weg.

Aus technischen und praktischen Gründen zeichneten wir auf Kanal 4 des Cardirex die Pulskurve der A. carotis, auf Kanal 5 die der A. femoralis auf. Um die Kurvenbilder zur Beurteilung und Auswertung hinreichend auseinanderzuziehen, wählten wir eine Papierschwindigkeit von $50\text{mm/sec} = 3\text{m/min}$. Der Papierverbrauch erlaubt eine Registrierung nur zu ganz bestimmten Zeitpunkten des Versuches, an denen wir genaue Auskunft über die Gefäß- und Kreislaufverhältnisse haben wollten. Es wurden dann jeweils 20 - 30 Pulsschläge aufgezeichnet. Zur laufenden Kontrolle der Pulskurvenbilder, insbesondere während des Anlegens der Pulsabnehmer, hatten wir einen 2-Kanal-Oszillographen (Atlas-Sichtgerät, Typ EM 46a) parallel zu den Kanälen 4 und 5 des Cardirex geschaltet, auf dessen Bildschirm wir die beiden Pulskurven jederzeit beobachten konnten, auch wenn der Papiertransport abgestellt war.

Auf Kanal 2, der dem Photokymographen parallel geschaltet war, schrieben wir während der Pulskurvenregistrierung die "Blutdruckkurve" mit, allerdings nur aus Synchronisationsgründen, da die photokymographische Aufzeichnung wesentlich genauer und übersichtlicher ist und während der gesamten Versuchsdauer mitlief. Mit einem Umschalter konnte auch die "Blutdruckkurve" - anstelle einer Pulskurve - auf den Bildschirm des Oszillographen geschaltet werden; dies war nötig, wenn die Kontrolle des Zeigerausschlages am Trägerfrequenzmeßverstärker allein keinen hinreichenden Aufschluß über das einwandfreie Arbeiten der Blutdruckmanschette zuließ.

Die übrig gebliebenen Kanäle 1, 3 und 6 benützten wir zur Aufzeichnung des Elektrokardiogrammes - auch unter Wasser. Wir registrierten die drei Extremitätenableitungen nach EINTHOVEN. Während die gewöhnliche EKG-Registriertechnik keiner Erwähnung bedürfte, soll doch kurz auf die "Unterwassertechnik" eingegangen werden. Über die üblichen Ableitungselektroden entstünde unter der Wasseroberfläche ein Kurzschluß der abzuleitenden schwachen Herzaktionspotentiale, wozu die Leitfähigkeit des Leitungswassers völ-

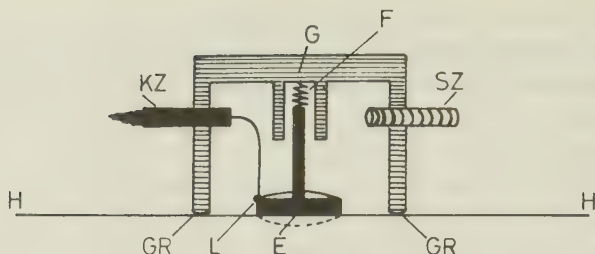


Abb. 5

Schematische Darstellung einer Unterwasser-
EKG-Elektrode mit Unterdrucksystem
(Beschreibung s.S.26)

lig ausreicht. An unserem Institut wurden deshalb schon früher gegen das Wasser abgeschirmte Messingelektroden entwickelt, die wir, zur Verbesserung der Leitfähigkeit und Verminderung der Oxydationsneigung noch versilbern ließen. Die Elektrode E (Abb.5) mit 20 mm Durchmesser wird federnd durch einen stiftförmigen Fortsatz in einer Bohrung des Kunststoffgehäuses G gehalten. Die Feder F drückt die Elektrodenplatte auf die Haut H der VP. Das Gehäuse G mit einem Durchmesser von 40mm und einer Höhe von 20mm hat die Form einer kleinen Kapsel. Es wird von der Kabelzuführung KZ durchbohrt. Die Abschirmung des Zuleitungskabels ist bis zum Gehäuse G geführt; die Zuleitung selbst wurde an der Lötstelle L mit der Elektrode E verlötet. Um einwandfreien und wasserdichten Sitz der Elektrode zu gewährleisten, wurde der Innenraum des Gehäuses über die Schlauchzuführung SZ durch eine Wasserstrahlpumpe auf einen Unterdruck von 40mmHg gebracht, den wir mit einem Hg-Barometer laufend kontrollierten. Dieser Unterdruck reicht aus, um Gehäuse und Elektrode fest an die Haut zu saugen; höhere Werte können besonders bei weiblichen VPP leicht zu oberflächlichen Hämatomen führen. Zur Abdichtung zwischen Haut H und Gehäuserand GR gegenüber eindringendem Wasser benützten wir - nach vielen Vorversuchen mit Dichtungsmitteln, die alle stärkere Erytheme und zum Teil auch Juckreiz verursachen - einen technischen Abdeckkitt (AK-22, Fa. Hottinger), der normalerweise zur Unterwasserbefestigung von Dehnungsmeßstreifen auf Metallen dient. Er ist vollkommen wasserbeständig, kann jedoch nach dem Badeversuch leicht mit Petroläther

oder Seife und Bürste wieder von der Haut abgelöst werden. Wie bei gewöhnlichen EKG-Aufnahmen muß die Haut nötigenfalls rasiert werden; auf die Elektroden wird ein handelsübliches Gel zur einwandfreien Kontaktgebung aufgetragen. Aus räumlichen Gründen befestigten wir die Elektroden an beiden Oberarmen und Oberschenkeln. Zur Vermeidung gröberer Verzitterungen der EKG-Kurven empfahl es sich, die Erdungselektrode (rechtes Bein, schwarze Zuleitung), zusätzlich mit einer größeren auf dem Wannenboden liegenden Kupferplatte zu verbinden. Mit dieser Anordnung erhielten wir einwandfreie Elektrokardiogramme, auch unter der Wasseroberfläche; lediglich während des Einsenkens der Trage liefen uns die Kurven - auch zuweilen die Pulskurven - infolge der nicht ganz vermeidbaren Erschütterung der VPP davon, kehrten aber nach Beendigung des Eintauchvorganges sofort ins Bild zurück.

Zur Eichung und Kontrolle der Blutdruckschreibung wurde der Blutdruck in kurzen Zeitabständen nach RRK gemessen (Abb.2b, S.13). Da die Ellenbeugen der VPP während der Versuche unter die Wasseroberfläche tauchten, schied die übliche Methode aus. Es wäre auch sinnlos gewesen, von den VPP zu verlangen, bei jeder Messung den Arm aus dem Wasser zu heben, da dies zu somatischen und psychischen Veränderungen geführt hätte. Die aufpumpbare Manschette ließen wir am Oberarm liegen. Sie wurde nur zu den Messungen aufgepumpt. Mit einem eigens konstruierten Ventil konnten wir die Luft bei jeder Messung mit definierter Geschwindigkeit entweichen lassen; wir folgten einem Vorschlag von SCHERF und BOYD (27), die eine Sinkgeschwindigkeit der Quecksilbersäule von 3mm/sec fordern. Damit konnte eine gewisse Normung der Messungen erreicht werden. Für die Wahrnehmung der akustischen Kriterien der Blutdruckmessung griffen wir auf eine Apparatur zurück, die FICK (14) bei ähnlichen Versuchen am RIEDER-Institut verwendet hatte: Die Membran eines Stethoskopes wurde entfernt und durch ein Kristallmikrophon der gleichen Größe ersetzt, dessen Anschlußleitung durch eine der Hörschlauchöffnungen (die andere wurde wasserdicht verschlossen) nach außen geführt und von einem Schlauch wasserdicht umgeben wurde. Die Hörkapsel mit dem Mikrophon wurde nun in eine Fußballblase eingeklebt und dadurch wasserdicht verschlossen. Nun konnte das "Elektrostethoskop" über der vorher zu palpierenden A. cubitalis - nicht zu fest - angeschnallt werden. Die Mikrophonleitung wurde an einen

handelsüblichen Gitarrenverstärker (Dynacord der Fa. Elektronik- und Gerätebau) angeschlossen. Da das Abhören der Pulstöne über Lautsprecher meist zum Auftreten akustischer Rückkopplungsstörungen (Pfeifen) führt und die VPP durch das Pochen leicht beunruhigt wurden, hörten wir die Töne mit Kopfhörern (Stethoclips) ab. Beim Vernehmen des ersten Tones (=systolischer Blutdruckwert), sowie beim Verklingen des letzten Tones (=diastolischer Wert), mußte der Untersucher ein akustisches Zeichen von sich geben; eine Hilfsperson konnte dann gleichzeitig durch Betätigung einer Taste ein Lichtzeichen in den Film einblenden, sodaß nach der Entwicklung die nach RRK gemessenen Blutdruckwerte genau dem betreffenden Pulsschlag auf der Registrierkurve zugeordnet werden konnten (Abb. 15, S.63).

Zusammenfassend soll nun der gesamte Ablauf eines Badeversuches wiedergegeben werden: Nachdem der Baderaum auf eine Temperatur von 30°C und eine relative Luftfeuchtigkeit von ca. 40% gebracht worden ist, kann mit dem Versuch begonnen werden. Nach Feststellung von Größe und Gewicht der VP begibt sie sich in leichter Badekleidung auf die über der Wanne angebrachte Trage, wo sie sich in bequemer Ruhelage entspannen soll. Nach Anlegen der Blutdruck-Oberarmmanschette und des Elektrostethoskopes wird zunächst der Blutdruck festgestellt. (Die Messungen werden während der gesamten Ruhe- und Versuchsdauer in kurzen Abständen wiederholt und notiert.) Nun erfolgt nacheinander das Anlegen der EKG-Elektroden mit dem Einstellen des Unterdruckes und das Anlegen der Pulsfühler. Bei dieser Gelegenheit müssen die Strecken Carotispulsabnehmer - Fossa jugularis (a), Fossa jug. - Nabel (b) und Nabel - Femoralispulsabnehmer (c) gemessen werden. Der Wert

$$L \text{ (cm)} = (b + c) - a \quad (1)$$

hat für die spätere Auswertung der Pulskurven Bedeutung. Nun kann - wie angegeben (S.16 und 20) - die Blutdruckmanschette an die Pulsstelle der A. radialis am linken Arm angelegt, die Vordrucke können eingestellt werden. Daraufhin wird die Wanne gefüllt und auf die Indifferenztemperatur von $36,5^{\circ}\text{C}$ gebracht. Die Wasserhöhe betrug einheitlich 53cm. Zur Durchführung dieser Vorbereitungen, mit dem Einstellen und Einregulieren der dazugehörigen Apparate, benötigten wir etwa eine Stunde, eine Zeit, die zum Ausruhen der VPP und zur Einstellung auf ausgeglichene Kreislaufwerte gut aus-

reichte.

Nun begann, nach einer nochmaligen kurzen Kontrolle des Wohlbefindens der VP, aller Meßfühler auf einwandfreien Sitz und aller Registrierapparaturen auf zuverlässiges Arbeiten, der eigentliche Versuch: Der Photokymograph wurde auf die Dauer des gesamten Versuches eingeschaltet, um die "Blutdruckkurve" zu registrieren. Anschließend wurde der Cardirex in Betrieb genommen, der uns die Pulskurven, das EKG und auch die Blutdruckschwankungen aufzeichnete. - Durch einen elektrischen Schaltvorgang konnten wir sowohl auf der Registrierung des Cardirex, wie auf der des Photokymographen den Zeitpunkt des Ein- und Ausschaltens des Cardirex, der ja nur alle 1 - 2 Minuten kurz in Betrieb gesetzt wurde, synchron markieren, sodaß wir später für die Auswertung die auf Cardirex und Film aufgezeichneten Herz- und Pulsschläge einander zeitlich genau zuordnen konnten. - Sodann wurde die VP auf der Trage mittels des Hydraulikhebers langsam bis zum Halsansatz in das Bad gesenkt. Wasserberührung durch die VP (=Beginn des Eintauchens), Untertauchen des Nabels (=halbes Eintauchen) und Ende des Eintauchens wurden auf dem Cardirex durch eine kurze, mit der Eichtaste hervorgerufene Zacke markiert. Selbstverständlich wurde der Blutdruck unmittelbar vor und nach dem Eintauchen (während des Absenkens war es leider nicht möglich), daraufhin etwa alle Minuten nach RRK festgestellt; die Messungen wurden synchron auf dem Film markiert. Nach etwa einer Minute - alle folgenden Zeitangaben verstehen sich vom Beginn des Eintauchens an gerechnet - wurde der Cardirex abgeschaltet, nach einer weiteren Minute wieder ein u.s. f. bis zum Ende des Versuches nach etwa 7 - 13 Minuten. Nachdem die VP wieder hydraulisch aus dem Bade gehoben war, versuchten wir nochmals den Blutdruck zu messen und den Puls zu registrieren; dies gelang nicht immer, da trotz der relativ hohen Raumtemperatur wegen der Verdunstungskälte bei den meisten VPP ein zu starkes Kältezittern auftrat. Eine längere Ausdehnung des Versuches war für unsere Fragestellung - Klärung der Verhältnisse u n m i t t e l b a r nach dem Eintauchen einer Person in ein Bad - uninteressant. Es sei aber an dieser Stelle nochmals auf die Arbeiten von FICK (14) am RIEDER-Institut verwiesen.

Wie bereits angedeutet bestand unsere Aufgabe nicht nur in der

Feststellung des Blutdruckes beim Badebeginn, sondern in der Feststellung und Analyse des Kreislaufgeschehens beim Beginn und während der ersten Minuten des Bades. Dies geschieht durch Ermittlung des Schlag- und Minutenvolumens (V_S bzw. $V_m (=HMV)^+$) des Herzens, des elastischen ($E (=E')^+$) und des peripheren (W) Widerstandes des Gefäßsystemes und ergänzend durch die Aufnahme des Elektrokardiogrammes. Die Werte für V_S , HMV , E' und W können durch kein direktes Meßverfahren ermittelt werden; man kann sie jedoch durch die Gewinnung von Hilfsgrößen mittels Analyse von Pulskurven annähernd berechnen. Darüber haben vor allem FRANK (15), WEZLER und BÖGER (32, 2), BROEMSER und RANKE (7, 23), sowie JUNGMANN (20), WETTERER (31) und REICHEL (24) u.v.a.m. gearbeitet und berichtet. Eine gedrängte Darstellung dieses weitreichenden Themenkreises findet sich im Lehrbuch von LANDOIS-ROSEMAN (17).

Es soll nun auf die Ermittlung der oben erwähnten Hilfsgrößen eingegangen werden: Die Kenntnis der Höhe des systolischen und diastolischen Blutdruckes ist, neben der Prüfung des Pulses, nicht nur für jede ärztliche Untersuchung von größter Bedeutung - gibt sie doch einen ersten Aufschluß über die Kreislaufelage des Patienten -, sie ist auch von einer Kreislaufanalyse nicht wegzudenken und zur Berechnung des V_S unumgänglich nötig. Deshalb haben wir uns so eingehend mit der Schaffung eines Mechanismus zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung befaßt; gerade bei einer Kreislaufumstellung, wie sie durch ein Bad erforderlich wird, ist das Verhalten des systolischen (p_S) und des diastolischen (p_D), sowie des mittleren (p_m) Blutdruckes und der Blutdruckamplitude ($p_S - p_D$) von größtem Interesse und von erheblicher Bedeutung. Je genauer unsere Kenntnisse vom Verhalten des Blutdruckes und des Kreislaufes sind, desto besseren Einblick in den physikalischen Mechanismus des Bades dürfen wir erwarten.

Zur Ermittlung der weiteren für die Berechnung nötigen Kreislauf-Hilfsgrößen ist die Aufnahme zweier Pulskurven von zwei verschiedenen weit vom Herzen entfernten Pulsstellen - zur Erfassung der Windkesselwirkung in der Aorta - nötig. Über die Aufnahmetechnik wurde bereits früher (s.S.24) berichtet. Im Folgenden soll nun an Hand eines Beispielles ausführlich auf die Auswertungstechnik ein-

⁺) = andere Lesart

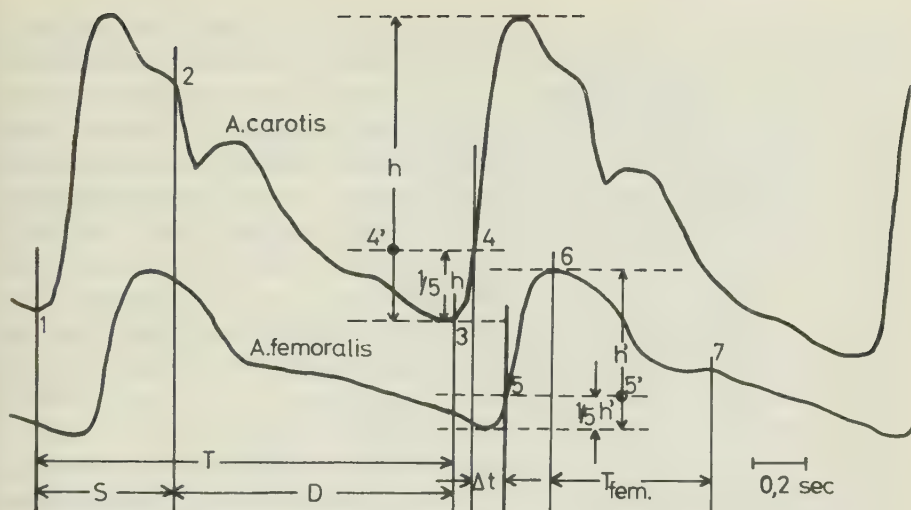


Abb. 6

Pulskurven der A. carotis und A. femoralis mit Hilfslinien zur Bestimmung von Systolendauer, Diastolendauer, Pulszeit und zeitlicher Verspätung der Druckwelle.
(Beschreibung s.S.31-32)

gegangen werden, da nur sorgfältigstes Arbeiten zu brauchbaren Ergebnissen führen kann; wir haben immer wieder beobachtet, daß gerade in diesem Punkt entweder aus Unkenntnis oder aus Bequemlichkeit ohne die nötige Sorgfalt gearbeitet wird.

Die Abb. 6 zeigt die Pulskurven der Aa. carotis communis (oben) und femoralis. Die Druckwelle der A. femoralis läuft wegen des größeren Abstandes der Aufnahmestelle vom Herzen hinter der der A. carotis her. Der Beginn der Ventrikelsystole (Punkt 1 und 3) liegt im Tal zwischen zwei Pulskurven unmittelbar vor der mit einem kurzen flacheren Anstieg beginnenden Steilflanke. Das Ende der Systole (Punkt 2) folgt nach dem zweiten - meist verschieden stark ausgeprägten - Gipfel vor dem Steilabfall zur Inzisur, die durch den Rückstoß der Blutsäule gegen die bereits geschlossene Mitralklappe erklärt wird. Die zwischen Punkt 1 und 2 vergangene Zeit wird als Systolenzeit ($S (=s)^+$) bezeichnet. Bei der von uns ver-

wendeten Papiergeschwindigkeit auf dem Cardirex von 50mm/sec entspricht 1mm einer Zeit von 0,02sec. Allerdings müssen die Werte zur peinlich genauen Erfassung, auf die es hier sehr ankommt, mit einem Stechzirkel auf ein geeichtes Lineal übertragen werden, da die Maßeinteilung auf dem SIEMENS-Registrierpapier viel zu ungenau und ungleichmäßig auszufallen pflegt. Bei Kurven, die nicht immer so schön, wie die abgebildete ausfallen, empfiehlt sich die Verwendung einer Meßlupe zum Ablesen. Zwischen Punkt 2 und 3 liegt die Diastolenzeit (D). Die zeitliche Verspätung Δt der Femoralis- gegenüber der Carotiskurve wird wie folgt ermittelt: Zunächst wird durch die Umschlagpunkte beider Kurven je eine Parallele zur Grundlinie gelegt. Vom Abstand h bzw. h' der beiden Parallelenpaare ist je $1/5$ zu bestimmen; dieses wird von der jeweils unteren Parallele an h und h' angetragen. Durch die dadurch gefundenen Punkte 4' und 5' wird je eine weitere Parallele zur Grundlinie gezogen, die die aufsteigenden Schenkel der jeweiligen Kurven in Punkt 4 und 5 schneiden. Der Abstand der Senkrechten durch Punkt 4 und 5 voneinander entspricht Δt . Diese zunächst etwas kompliziert erscheinende Methode zur Bestimmung von Δt wählte man, da der genaue Anfang der Systole auf den Kurven oft nicht deutlich genug ausgeprägt erscheint; ein Punkt im unteren Fünftel der Steilflanke kann jedoch immer gefunden werden und stellt den besten Kompromiß dar, zumal da bei gutem Anliegen der Fühler die Kurve in diesem Abschnitt wirklich sehr steil verläuft.

Addiert man die für S und D erhaltenen Werte, so ergibt sich der Wert T (=P)⁺ für die Dauer eines Pulsschlages bzw. einer Herzperiode. Dividiert man 3600 durch den für T errechneten Wert, so ergibt sich die Pulsfrequenz/min f, die allerdings einfacher mit einem der üblichen Ableselineale ermittelt werden kann. Schließlich soll noch auf den Wert T_A (=T_{femorale})⁺ eingegangen werden, den WEZLER und BÖGER (32, 2) zur Berechnung des V_S heranziehen. Er stellt den zeitlichen Abstand zwischen zwei Erhebungen (Punkt 6 und 7) an der Femoraliskurve dar, deren eine mit dem Gipfel der Kurve zusammenfällt. Diese nur sehr schwach ausgeprägten Buckel werden von den beiden Autoren als Ausdruck einer stehenden Welle gedeutet, die sich den großen Gefäßen entlang ausbildet. Sie bildet gleichzeitig auch die Grundlage für die Berechnung der tat-
⁺) = andere Lesart

sächlichen Länge des Aortenwindkessels durch die genannten Autoren. Wir mußten auf die Auswertung unserer Versuche nach WEZLER-BÖGER leider verzichten. Bei den von uns durchgeführten Badeversuchen, bei denen die Kurven ja unter dem Wasserspiegel registriert werden mußten, wobei die Pulsabnehmer manchmal infolge des Nachgebens der zur Fixierung verwendeten Gurte ganz geringfügig verrutschten oder aber ihren Winkel zum Gefäß änderten, ließ sich nur sehr selten ein sicher auswertbares T_{femorale} finden.

Weitere Hilfwerte sind die Länge L (s.S.28:(1)) des Gefäßsystemes zwischen den beiden Pulsabnehmern; nach der Formel

$$c = \frac{L}{\Delta t} \text{ (cm . sec}^{-1}\text{)} \quad (2)$$

kann die Pulswellengeschwindigkeit c berechnet werden. Da die Berechnung des V_S letztlich, wie bereits angedeutet, auf einer Bestimmung des Windkesselvolumens basiert, muß selbstverständlich auch der Aortenquerschnitt Q mit in die Berechnungen eingehen. Er kann aus der Alterstabelle von SUTER (29) für die jeweilige VP entnommen werden; SUTER hat sehr zahlreiche Untersuchungen über den Aortenquerschnitt durchgeführt, die auch röntgenologisch gesichert sind. Als letzter Faktor muß die Dichte ρ des Blutes genannt werden, die allgemein mit $1,06(\text{gr . cm}^{-3})$ angegeben wird. Der Vollständigkeit halber soll noch erwähnt werden, daß wir zur Auswertung der Pulskurven, wie dies bei allen Autoren üblich ist, stets fünf aufeinanderfolgende Pulsschläge heranzogen, um dann den arithmetischen Mittelwert zu bilden. Dadurch kann die Gefahr von Ablesungsungenauigkeiten weitgehend verringert werden. Wie bereits erwähnt, wurden die Pulskurven kurz vor dem Bade nach Abschluß der Ruhezeit der VP, während des Eintauchens bis etwa eine bis zwei Minuten nach dem Eintauchen und dann weiter alle ein bis zwei Minuten registriert. Aus diesen Abschnitten zogen wir dann die jeweils schönste Periode von fünf Pulsschlägen zur Auswertung heran. Wenn während des Eintauchens der VPP die Kurven davonliefen, was wir leider nicht immer vermeiden konnten, waren wir darauf angewiesen, in manchen Fällen kürzere Perioden auszuwerten, oder aber mit der Auswertung zu warten, bis sich das Kurvenbild wieder beruhigt hatte, was aber nach der ersten Minute nach der Beendigung des Einsenkens im allgemeinen der Fall war.

Abschließend sollen zur Übersicht die von BROEMSER und RANKE (7, 23) angegebenen Formeln zur Berechnung der Kreislaufgrößen aufgeführt werden:

$$V_S = \frac{0,5 \cdot Q \cdot T \cdot S \cdot (p_S - p_D)}{D \cdot g \cdot c} \text{ (cm}^3\text{)}; \quad (3)$$

$$H_{MV} = \frac{V_S \cdot f}{1000} \text{ (l} \cdot \text{min}^{-1}\text{)}; \quad (4)$$

$$E' = \frac{g \cdot c}{Q \cdot S} \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-5}\text{)}; \quad (5)$$

$$W = \frac{2 \cdot p_D \cdot E' \cdot D}{p_S - p_D} \text{ (dyn} \cdot \text{sec} \cdot \text{cm}^{-5}\text{)}. \quad (6)$$

C. Ergebnisse:

Das Verhalten des Kreislaufes beim Eintauchen ins Bad.

1. Blutdruck bei Bädern indifferenter, warmer und kalter Temperatur.

Wir führten an 20 VPP insgesamt 96 derartige Versuche durch, bei denen wir den Blutdruck mit der Armmanschette zu registrieren versuchten. Davon dienten jedoch 35 als nur zum Teil auswertbare Versuche und als Eichversuche (siehe Anhang, S.62), sowie zur Eingewöhnung der VPP. Vier von ihnen erwiesen sich als gänzlich ungeeignet, da sie nicht die nötige Zeit und Geduld aufbringen konnten und deshalb vor Abschluß der Versuchsreihe ausschieden; sie wurden daher weggelassen. (Technik der Versuchsdurchführung s.S.28.) Von den verbliebenen Versuchen wurden 51 an 16 VPP als Badeversuche bei indifferenten Temperaturen zwischen $36,0^{\circ}$ und $37,5^{\circ}\text{C}$ (Durchschnittswert $36,4^{\circ}\text{C}$), 10 weitere an vier VPP teils bei niedrigeren, teils bei höheren Temperaturen durchgeführt. Das Durchschnittsalter der 6 männlichen VPP betrug 26,6, das der 10 weiblichen VPP 23,5 Jahre (Gesamtdurchschnitt 24,6 Jahre) (s. Tab.1, S.9).

Von allen zur Kreislaufanalyse nach BROEMSER-RANKE (7, 23) nötigen Parametern, soll zuerst auf den **B l u t d r u c k** eingegangen werden, dem das primäre Interesse unserer Versuche galt. Glücklicherweise führten wir neben der unsicheren fortlaufenden Registrierung sovieler Messungen nach RRK durch, daß wir in der Lage sind, für die beiden ersten Minuten vor dem Bade und für weitere sieben Minuten nach dem Badebeginn (=Einsenken der VPP) pro Minute mindestens einen Wert anzugeben. Wir haben unsere Angaben jedoch auf die beiden ersten Minuten vor, und auf die erste, dritte, fünfte und siebente Minute nach dem Badebeginn beschränkt, da dieser zeitliche Abstand ausreicht, Änderungen erkennen zu lassen. Auch die Werte nach Beendigung des Bades wurden weggelassen, da sie meistens zwischen die von uns nicht mehr in allen Fällen aufgezeichnete achte und dreizehnte Minute fielen; eine einheitliche und vergleichbare Aussage ist deshalb nicht möglich.

Die Tabelle 2 soll zunächst die Anzahl der mit den einzelnen VPP

bei einer Temperatur von $36,4^{\circ}\text{C}$ angestellten Versuche zeigen:

Tabelle 2 : Anzahl der mit 16 VPP bei $36,4^{\circ}\text{C}$ angestellten Versuche.

Männl. VP	1 : 4 Versuch(e)	weibl. VP	9 : 4 Versuch(e)
" "	2 : 4 "	" "	10 : 4 "
" "	3 : 3 "	" "	11 : 4 "
" "	4 : 2 "	" "	12 : 4 "
" "	5 : 1 "	" "	13 : 4 "
" "	6 : 1 "	" "	14 : 3 "
weibl. "	7 : 6 "	" "	15 : 1 "
" "	8 : 5 "	" "	16 : 1 "

Die Tabellen 3 und 4 (S.36 und 37), sowie die daraus resultierenden Abbildungen 7a und 7b (S.40 und 41), welche im folgenden erläutert werden sollen, geben das Verhalten des systolischen und diastolischen Blutdruckes und der dazugehörigen Amplituden bei einer Durchschnittstemperatur von $36,4^{\circ}\text{C}$ wieder:

Tabelle 3 : Blutdruckmittelwerte vor und nach dem Eintauchen von Personen in Bäder von $36,4^{\circ}\text{C}$.

VP	<u>1.u.2.'vor</u>	<u>1.' nach</u>	<u>3.' nach</u>	<u>5.' nach</u>	<u>7.' nach</u>
1	109,5/63,5	111,8/66,0	112,0/59,5	115,3/66,8	115,8/70,0
2	106,3/70,8	107,3/76,3	110,0/78,5	108,6/79,4	112,1/79,0
3	107,7/62,3	106,7/67,3	106,0/70,3	107,7/70,7	107,7/73,3
4	117,0/77,0	116,0/75,0	121,0/75,0	121,0/77,5	121,0/80,0
5	122,0/80,0	132,0/88,0	122,0/90,0	119,0/87,0	122,0/88,0
6	110,0/55,0	128,0/75,0	124,0/80,0	124,0/69,0	119,0/69,0
7	116,5/72,2	121,3/75,2	122,5/77,8	121,4/78,6	123,5/79,2
8	109,2/62,0	112,4/68,0	115,2/68,0	116,8/71,6	116,4/66,8
9	105,0/66,5	103,5/64,5	107,3/67,5	105,0/69,3	110,0/71,5
10	99,3/63,5	102,5/71,0	102,0/73,5	103,0/74,0	103,5/72,0
11	110,0/77,0	111,5/83,8	112,3/80,5	116,5/83,8	117,1/82,5
12	114,5/80,5	117,8/86,0	119,5/88,5	120,0/87,3	118,0/85,0
13	106,5/59,5	109,5/66,8	108,5/64,3	108,5/65,5	110,0/66,0
14	114,7/70,0	110,7/70,7	111,7/74,0	115,3/73,3	118,0/76,7

VP	<u>1.u.2.'vor</u>	<u>1.' nach</u>	<u>3.' nach</u>	<u>5.' nach</u>	<u>7.' nach</u>
15	117,0/70,0	115,0/75,0	118,0/75,0	118,0/72,0	122,0/75,0
16	112,0/70,0	108,0/70,0	114,0/67,0	112,0/68,0	107,0/68,0

Gesamtmittelwerte aus 51 Versuchen (VPP 1 - 16): (s.Abb.7a, S.40)

111,0/68,7 | 113,4/73,7 | 114,1/74,3 | 114,5/74,6 | 115,2/75,1

davon:

Mittelwerte aus 15 Versuchen (männliche VPP 1 - 6):

112,1/68,1 | 117,0/74,6 | 115,8/75,6 | 115,9/75,1 | 116,3/76,6

Mittelwerte aus 36 Versuchen (weibliche VPP 7 - 16):

110,5/69,1 | 111,2/73,1 | 113,1/73,6 | 113,7/74,3 | 114,6/74,3

Verzichtet man auf die VPP 4, 5, 6, 15 und 16, bei denen der Mittelwertsbildung weniger als drei Versuche zugrunde liegen, folgt:

Gesamtmittelwerte aus 45 Versuchen (VPP 1 - 3 und 7 - 14): (Abb.7b)

109,0/68,0 | 110,5/72,3 | 112,5/72,9 | 112,5/74,6 | 113,8/74,7

davon:

Mittelwerte aus 11 Versuchen (männliche VPP 1 - 3):

107,8/65,5 | 108,6/69,9 | 109,3/69,4 | 110,5/72,3 | 111,9/74,1

Mittelwerte aus 34 Versuchen (weibliche VPP 7 - 14):

109,5/68,9 | 111,2/73,3 | 113,6/74,3 | 113,3/75,4 | 114,6/75,0

Tabelle 4 : Mittelwerte der Blutdruckamplituden vor und nach dem Eintauchen von Personen in Bäder von 36,4°C.

a = Amplitudenhöhe (mmHg); b = Differenz zum Vorwert.

VP	<u>1.u.2.'vor</u>	<u>1.' nach</u>		<u>3.' nach</u>		<u>5.' nach</u>		<u>7.' nach</u>	
	a	a	b	a	b	a	b	a	b
1	46,0	45,8	-0,2	52,5	+6,7	48,5	-4,0	45,8	-2,7
2	35,5	31,0	-4,5	31,5	+0,5	29,2	-2,3	33,1	+3,9
3	45,4	39,4	-6,0	35,7	-3,7	37,0	+1,3	34,4	-2,6
4	40,0	41,0	+1,0	46,0	+5,0	43,5	-2,5	41,0	-2,5
5	42,0	44,0	+2,0	32,0	-12,0	32,0	0	34,0	+2,0
6	55,0	53,0	-2,0	44,0	-9,0	55,0	+11,0	50,0	-5,0
7	44,3	46,1	+1,8	44,7	-1,4	42,8	-1,9	44,3	+1,5
8	47,2	44,4	-2,8	47,2	+2,8	45,2	-2,0	49,6	+4,4

VP	<u>1.u.2.'vor</u>	<u>1.' nach</u>		<u>3.' nach</u>		<u>5.' nach</u>		<u>7.' nach</u>	
	a	a	b	a	b	a	b	a	b
9	38,5	39,0	+0,5	39,8	+0,8	35,7	-4,1	38,5	+2,8
10	35,8	31,5	-4,3	28,5	-3,0	29,0	+0,5	31,5	+2,5
11	33,0	27,7	-5,3	31,8	+4,1	32,7	+0,9	34,6	+1,9
12	34,0	31,8	-2,2	31,0	-0,8	32,7	+1,7	33,0	+0,3
13	47,0	42,7	-4,3	44,2	+1,5	43,0	-1,2	44,0	+1,0
14	44,7	40,0	-4,7	37,7	-2,3	42,0	+4,3	41,3	-0,7
15	47,0	40,0	-7,0	43,0	+3,0	46,0	+3,0	47,0	+1,0
16	42,0	38,0	-4,0	47,0	+9,0	44,0	-3,0	39,0	-5,0

Gesamtmittelwerte aus 51 Versuchen (VPP 1 - 16): (s. Abb. 7a, S. 40)

42,3 | 39,7 -2,6 | 39,8 +0,1 | 39,9 +0,1 | 40,1 +0,2

davon:

Mittelwerte aus 15 Versuchen (männliche VPP 1 - 6):

44,1 | 42,4 -1,7 | 40,2 -2,2 | 40,8 +0,6 | 39,7 -1,1

Mittelwerte aus 36 Versuchen (weibliche VPP 7 - 16):

41,4 | 38,1 -3,3 | 39,5 +1,4 | 39,4 -0,1 | 40,3 +0,9

Verzichtet man auf die VPP 4, 5, 6, 15 und 16, bei denen der Mittelwertsbildung weniger als drei Versuche zugrunde liegen, folgt:

Gesamtmittelwerte aus 45 Versuchen (VPP 1 - 3 und 7 - 14): (Abb. 7b)

41,0 | 38,2 -2,8 | 39,6 +1,4 | 37,9 -1,7 | 39,1 +1,2

davon:

Mittelwerte aus 11 Versuchen (männliche VPP 1 - 3):

42,3 | 38,7 -3,6 | 39,9 +1,2 | 38,2 -1,7 | 37,8 -0,4

Mittelwerte aus 34 Versuchen (weibliche VPP 7 - 14):

40,6 | 37,9 -2,7 | 39,3 +1,4 | 37,9 -1,4 | 39,6 +1,7

In Tabelle 3 (S. 36) werden zunächst die gemessenen systolischen und diastolischen Blutdruckmittelwerte vor ("1. und 2. min vor") und nach ("1., 3., 5. und 7. min nach") Badebeginn bei einer indifferenten Durchschnittstemperatur von 36,4°C aufgeführt, und zwar für die 6 männlichen VPP und die 10 weiblichen VPP, gewonnen aus einer größeren Zahl von Versuchen (s. Tab. 2, S. 36). Darauf folgen die sich hieraus ergebenden Gesamtmittelwerte, denen 51 Versuche zu Grunde liegen, die sich in 15 Versuche mit männlichen und

36 Versuche mit weiblichen VPP, für die ebenfalls die Mittelwerte angegeben wurden, aufschlüsseln lassen. Leider konnten nicht mit allen VPP mindestens drei Versuche angestellt werden. Wir konnten auch den Frauen keine gleiche Anzahl von Männern gegenüberstellen. Es gelang uns jedoch mit den meisten VPP vier, bzw. fünf und sechs Versuche anzustellen, ein Umstand, der eine zuverlässigere Mittelwertsbildung erlaubt. Die Anzahl der mit den einzelnen VPP durchgeführten Versuche gibt Tabelle 2 (S.36) wieder. Unter Weglassung derjenigen VPP, bei denen nur ein oder zwei Versuche zur Blutdruckmittelwertsbildung herangezogen werden konnten, wurden anschließend nochmals die Gesamtmittelwerte, sowie deren Aufschlüsselung in männliche und weibliche VPP berechnet.

Bei Tabelle 4 (S.37) wurde sinngemäß genauso, wie bei Tabelle 3 (S.36) verfahren; sie gibt für die einzelnen VPP die Größe der durchschnittlichen Blutdruckamplituden (mmHg) wieder. Die rechts neben dem Wert stehende, mit positivem oder negativem Vorzeichen versehene Zahl, gibt die Differenz des betreffenden Wertes zum vorhergehenden Wert an (Spalte (b), Tab.4). Auch auf dieser Tabelle wurden die Gesamtmittelwerte, sowie die Aufschlüsselung in männliche und weibliche VPP für alle 16 VPP, sowie für diejenigen VPP, bei denen mindestens drei Versuche zur Mittelwertsbildung herangezogen wurden, getrennt aufgeführt. Die Abbildungen 7a und 7b (S. 40 und 41) geben zusammenfassend den Inhalt der Tabellen 3 und 4 wieder.

Zur orientierenden Gegenüberstellung des Blutdruckverhaltens bei Bädern mit indifferenter Temperatur, nahmen wir an vier VPP zehn Eintauchversuche bei höheren und niedrigeren Temperaturen vor; ihre Ergebnisse zeigen die Tabellen 5 und 6 (S.42 und 43), sowie die Abbildung 8 (S.44), die wie die Tabellen 3 und 4 (S.36 und 37) bzw. die Abbildungen 7a bzw. 7b (S. 40 und 41) zu verstehen sind.

Abb. 7a

Reaktion des Blutdruckes beim Einsenken von
Personen in Bäder von $36,4^{\circ}\text{C}$.

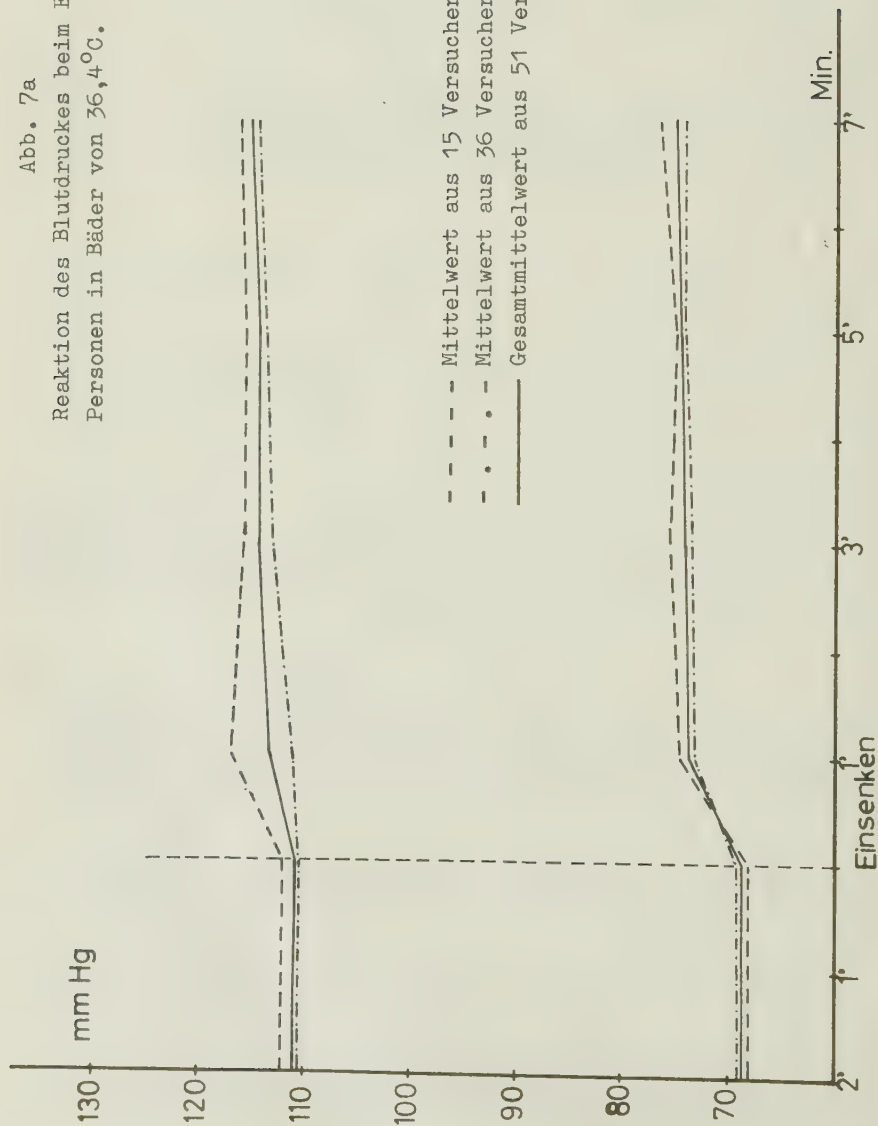


Abb. 7b

Reaktion des Blutdruckes beim Einsenken von Personen in Bäder von $36,4^{\circ}\text{C}$.
(Im Gegensatz zur Abb. 7a wurden nur die VPP aufgenommen, mit denen mindestens drei Versuche angestellt wurden.)

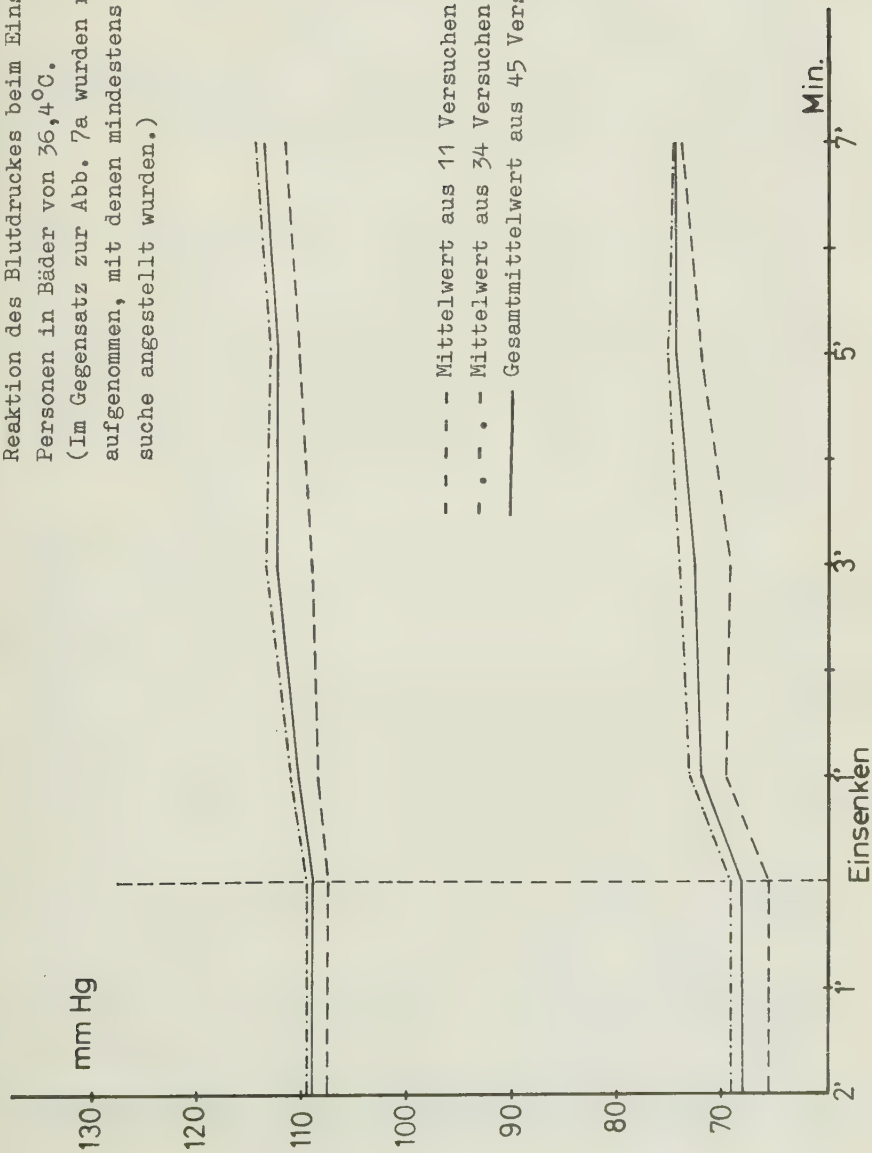


Tabelle 5 : Blutdruckwerte vor und nach dem Eintauchen von Personen in Bäder zwischen 40,2°C und 20°C. (s. Abb. 8, S. 44)

VP	<u>1.u.2. 'vor</u>	<u>1. ' nach</u>	<u>3. ' nach</u>	<u>5. ' nach</u>	<u>7. ' nach</u>
	<u>40°C, 2 Versuche</u>				
1	118,0/64,0	122,0/70,0	126,0/68,0	122,0/64,0	123,0/61,0
1	116,0/56,0	120,0/78,0	118,0/68,0	118,0/62,0	120,0/64,0
MW:	117,0/60,0	121,0/74,0	122,0/68,0	120,0/63,0	121,5/62,5

40°C, 1 Versuch

4	128,0/76,0	140,0/90,0	131,0/80,0	134,0/78,0	137,0/70,0
---	------------	------------	------------	------------	------------

40,2°C, 40,0°C, 40,1°C, 3 Versuche

7	108,0/60,0	118,0/76,0	114,0/78,0	116,0/70,0	116,0/78,0
7	126,0/80,0	134,0/90,0	138,0/88,0	136,0/84,0	138,0/88,0
7	120,0/56,0	122,0/74,0	120,0/64,0	124,0/66,0	130,0/62,0
MW:	118,0/65,3	124,7/80,0	124,0/76,7	125,3/73,3	128,0/76,0

40°C, 1 Versuch

8	112,0/52,0	120,0/64,0	122,0/56,0	124,0/56,0	122,0/54,0
---	------------	------------	------------	------------	------------

Gesamtmittelwerte aus den obigen 7 Versuchen (VPP 1, 4, 7 und 8):

118,8/63,3 | 126,4/77,0 | 124,8/70,2 | 125,8/67,6 | 127,1/65,6

davon:

Mittelwerte aus 3 Versuchen (männliche VPP 1 und 4):

122,5/68,0 | 130,5/82,0 | 126,5/76,0 | 127,0/70,5 | 129,3/66,3

Mittelwerte aus 4 Versuchen (weibliche VPP 7 und 8):

115,0/58,7 | 122,4/72,0 | 123,0/66,4 | 124,7/64,7 | 125,0/65,0

31,5°C, 1 Versuch

7	110,0/62,0	115,0/80,0	126,0/80,0	128,0/80,0	126,0/84,0
---	------------	------------	------------	------------	------------

21,5°C, 20°C, 2 Versuche

4	136,0/84,0	144,0/86,0	144,0/88,0	145,0/94,0	146,0/96,0
4	126,0/78,0	138,0/90,0	138,0/98,0		

Analog der Tabelle 4 (S. 37) ergibt sich aus der obigen Tabelle die Tabelle 6, welche die Amplitudengrößen aufzeigt.

Tabelle 6 : Größe der Blutdruckamplituden vor und nach dem Eintauchen von Personen in Bäder zwischen $40,2^{\circ}\text{C}$ und 20°C . (s. Abb. 8, S. 44)

a = Amplitudenhöhe (mmHg); b = Differenz zum Vorwert.

VP	1.u.2.'vor	1.' nach	3.' nach	5.' nach	7.' nach
	a	a b	a b	a b	a b
<u>40°C, 2 Versuche</u>					
1	54	52 -2	58 +6	58 0	62 +4
1	60	42 -18	50 +8	56 +6	56 0
MW:	57,0	47,0 -10,0	54,0 +7,0	57,0 +3,0	59,0 +2,0

<u>40°C, 1 Versuch</u>					
4	52	50 -2	51 +1	56 +5	67 +11

<u>$40,2^{\circ}\text{C}$, $40,0^{\circ}\text{C}$, $40,1^{\circ}\text{C}$, 3 Versuche</u>					
7	48	42 -6	36 -6	46 +10	38 -8
7	46	44 -2	50 +6	52 +2	50 -2
7	64	48 -16	56 +8	58 +2	68 +10
MW:	52,7	44,7 -8,0	47,3 +2,6	52,0 +4,7	52,0 0

<u>40°C, 1 Versuch</u>					
8	60	56 -4	66 +10	68 +2	68 0

Gesamtmittelwerte aus den obigen 7 Versuchen (VPP 1, 4, 7 und 8):
 55,4 | 49,4 -6,0 | 54,5 +5,1 | 58,2 +3,7 | 61,5 +3,3
 davon:

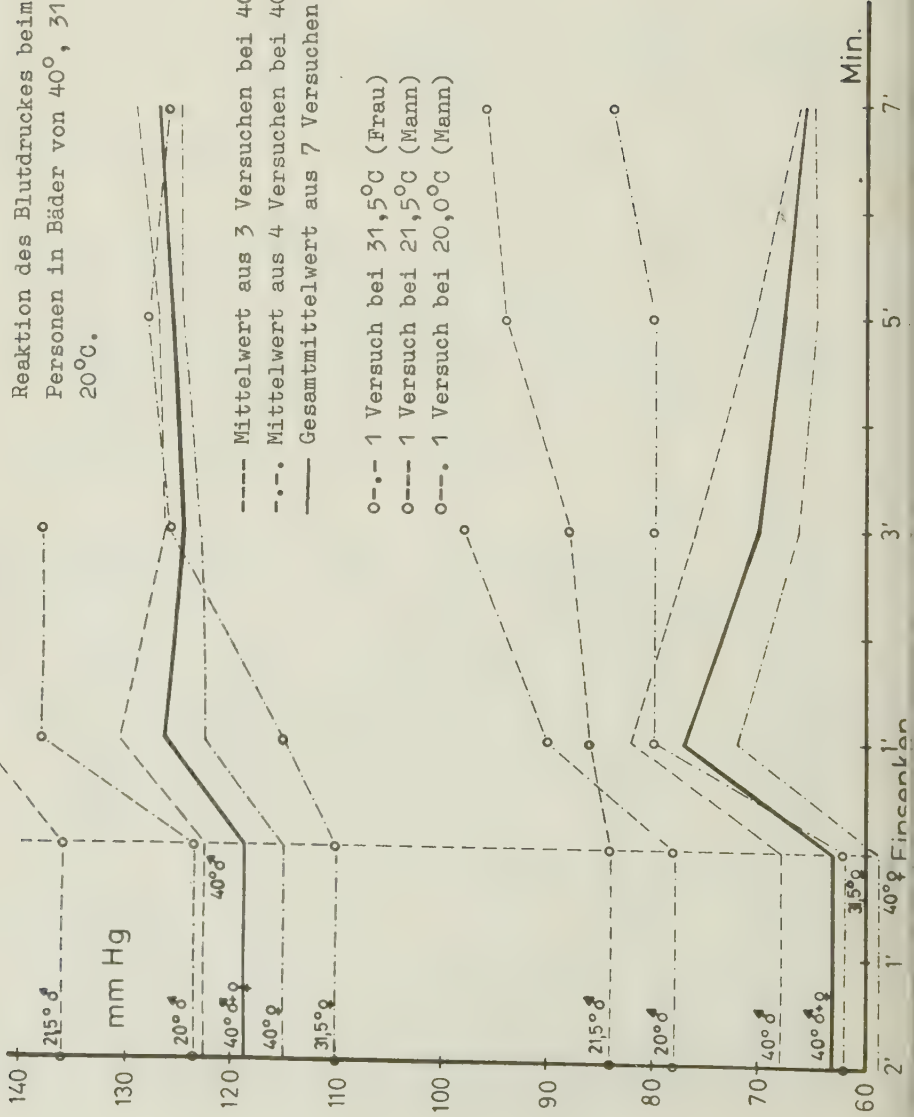
Mittelwerte aus 3 Versuchen (männliche VPP 1 und 4):
 54,5 | 48,5 -6,0 | 52,5 +4,0 | 56,5 +4,0 | 63,0 +6,5
 Mittelwerte aus 4 Versuchen (weibliche VPP 7 und 8):
 56,3 | 50,3 -6,0 | 56,6 +6,3 | 60,0 +3,4 | 60,0 0

<u>$31,5^{\circ}\text{C}$, 1 Versuch</u>					
7	48	35 -13	46 +11	48 +3	42 -6

<u>$21,5^{\circ}\text{C}$, 20°C, 2 Versuche</u>					
4	52	58 +6	56 -2	51 -5	50 -1
4	48	48 0	40 -8		

Abb. 8

Reaktion des Blutdruckes beim Einsenken von
Personen in Bäder von 40° , $31,5^{\circ}$, $21,5^{\circ}$ und
 20°C .



2. Schlagvolumen, Herzminutenvolumen, Pulsfrequenz, Pulswellengeschwindigkeit, elastischer und peripherer Widerstand bei Bädern verschiedener Temperatur.

Neben der Reaktion des systolischen und diastolischen Blutdruckes, sowie der daraus resultierenden Blutdruckamplitude beim Einsenken von VPP in Bäder verschiedener Temperatur, die im Vorangegangenen aufgezeigt wurde, interessiert das Verhalten weiterer Kreislaufparameter. Ihre Werte wurden durch Pulskurvenanalyse nach BROEMSER und RANKE (7, 23) bzw. mit Hilfe der Formeln (3) - (6) (S.34) berechnet. In den folgenden Schaubildern (Abb.9-11, S.46-48) werden nacheinander das Verhalten des Schlagvolumens V_S , des Herzminutenvolumens HMV , der Pulsfrequenz f , der Pulswellengeschwindigkeit c , sowie des elastischen Widerstandes E' und des peripheren Widerstandes W bei Bädern mit einer indifferenten Temperatur von durchschnittlich $36,4^{\circ}\text{C}$ aufgezeigt. Auf die Aufführung der zugehörigen Wertetabellen konnte aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet werden. Die aufgezeichneten Kurvenbilder zeigen eine Gesamtmittelwertskurve aus 51 Einzelversuchen mit den VPP 1 - 16 (Tab.1, S.9 und Tab.2, S.36), sowie die Mittelwertskurve der männlichen VPP 1 - 6 (15 Versuche) und der weiblichen VPP 7 - 16 (36 Versuche).

Dementsprechend werden auf den Abbildungen 12 - 14 (S.50-52) die gleichen Parameter aufgeführt, jedoch bei Bädern höherer und niedrigerer Temperatur. Es handelt sich insgesamt um 10 Einzelversuche: Bei durchschnittlich 40°C Wassertemperatur wurden 3 Versuche an Männern (VP 1: 2 Versuche, VP 4: 1 Versuch) und 4 Versuche an Frauen (VP 7: 3 Versuche, VP 8: 1 Versuch) durchgeführt. Die sich daraus ergebenden Durchschnittswerte der Männer, der Frauen und der aus beiden Gruppen resultierende Gesamtmittelwert werden in je einer Kurve graphisch wiedergegeben. - Weitere 3 Einzelversuche wurden bei $31,5^{\circ}\text{C}$ (VP 7), $21,5^{\circ}\text{C}$ (VP 4) und 20°C (VP 4) durchgeführt und einzeln graphisch zur Darstellung gebracht.

Aus technischen und zeitlichen Gründen war es uns leider nicht mehr möglich, eine größere Zahl von Versuchen bei differenten Tem-

Textfortsetzung S. 49

Abb. 9

Verhalten von Schlag- und Minutenvolumen beim Einsenken von Personen in Bäder von $36,4^{\circ}\text{C}$.

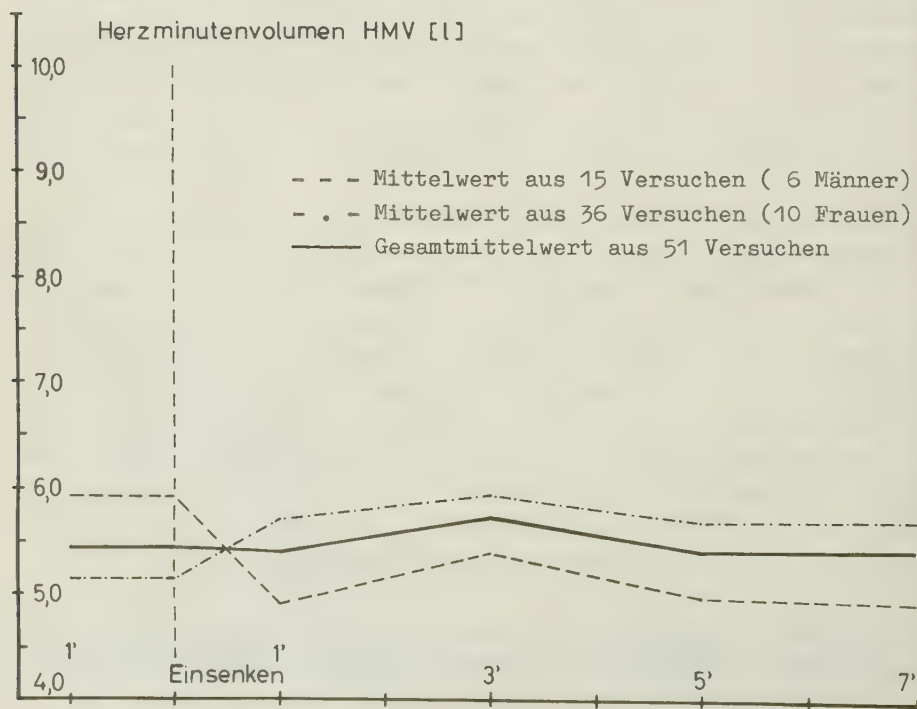
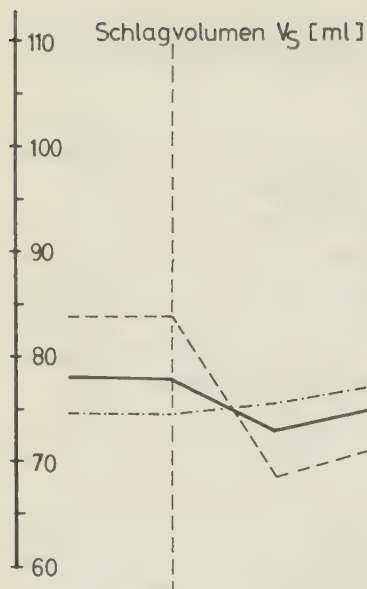


Abb. 10

Verhalten von Herzfrequenz und Puls-
wellengeschwindigkeit beim Einsenken
von Personen in Bäder von $36,4^{\circ}\text{C}$.

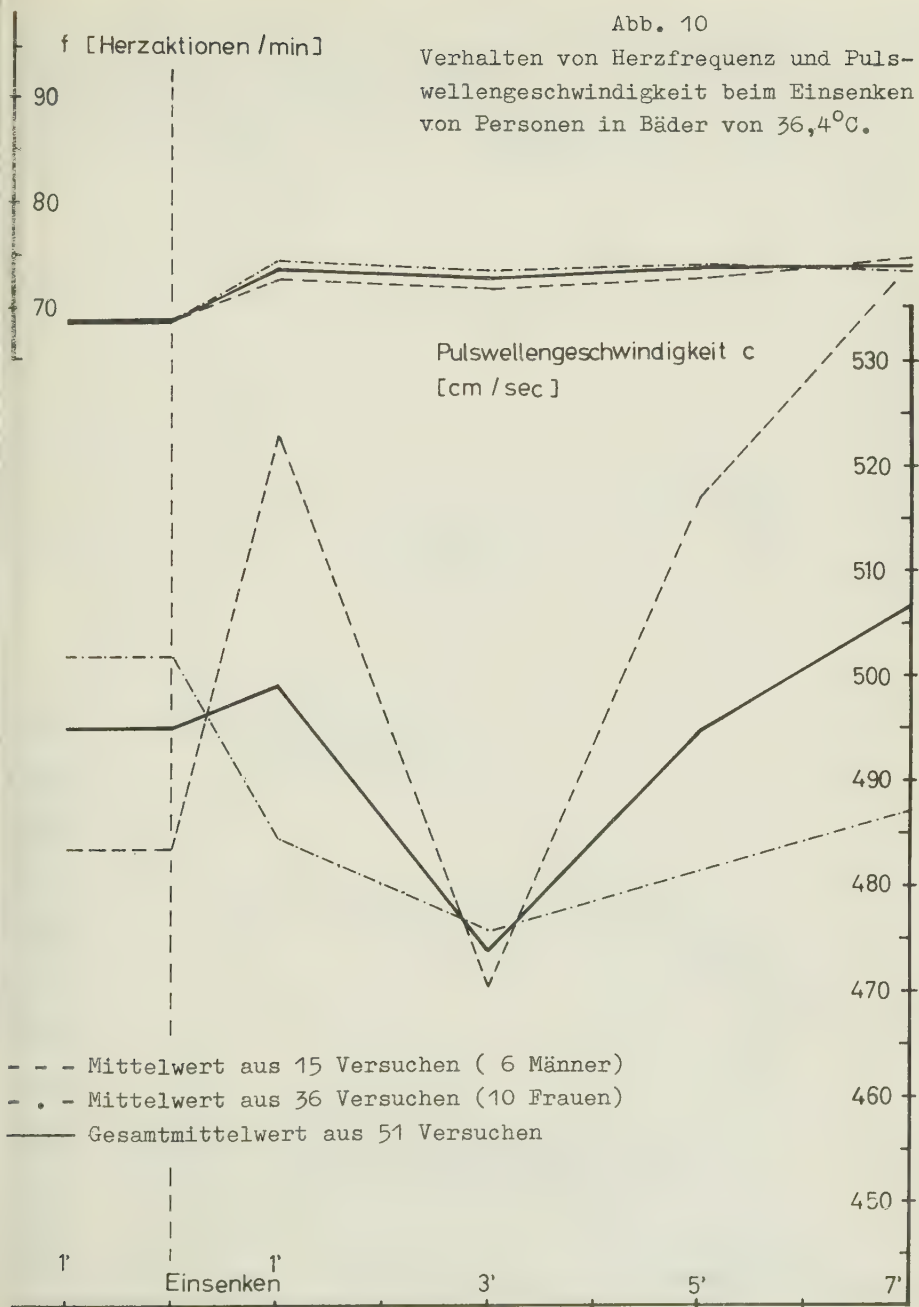
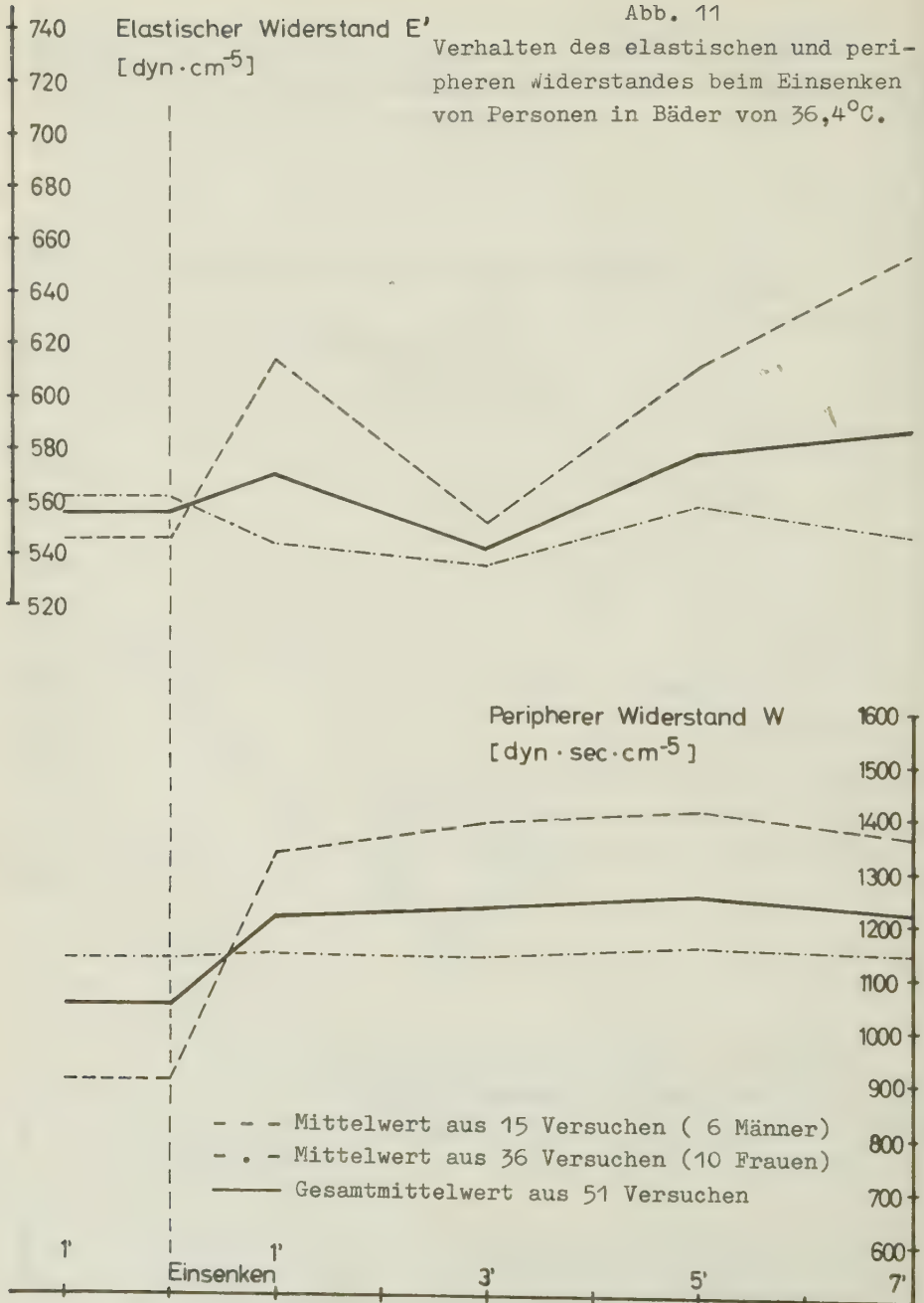


Abb. 11

Verhalten des elastischen und peripheren Widerstandes beim Einsenken von Personen in Bäder von $36,4^{\circ}\text{C}$.



peraturen anzustellen. Es ging uns jedoch primär darum, festzustellen, wie unsere Registrierapparatur bei stark differierenden Temperaturen auf Abweichungen vom Durchschnittswert bei Indifferenztemperatur ansprach. - Auf die Besprechung der dargestellten Kurven wird im nächsten Kapitel (s.S.53) eingegangen werden.

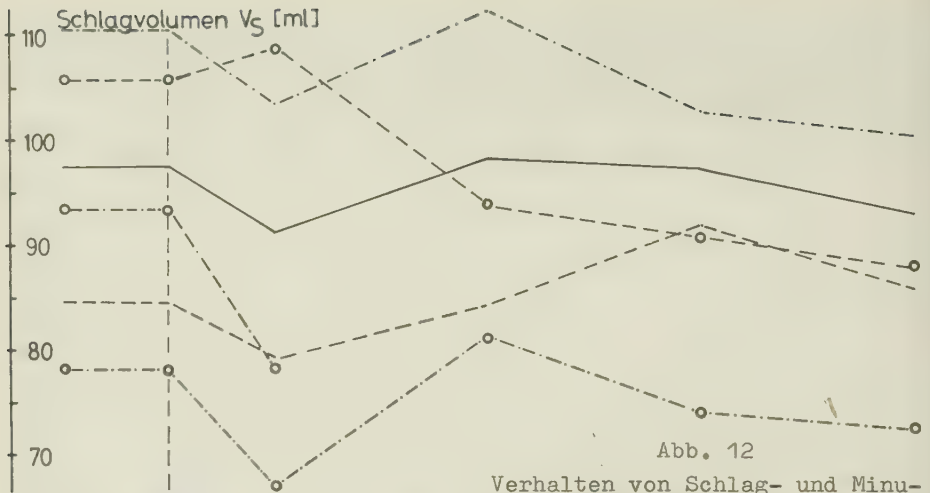
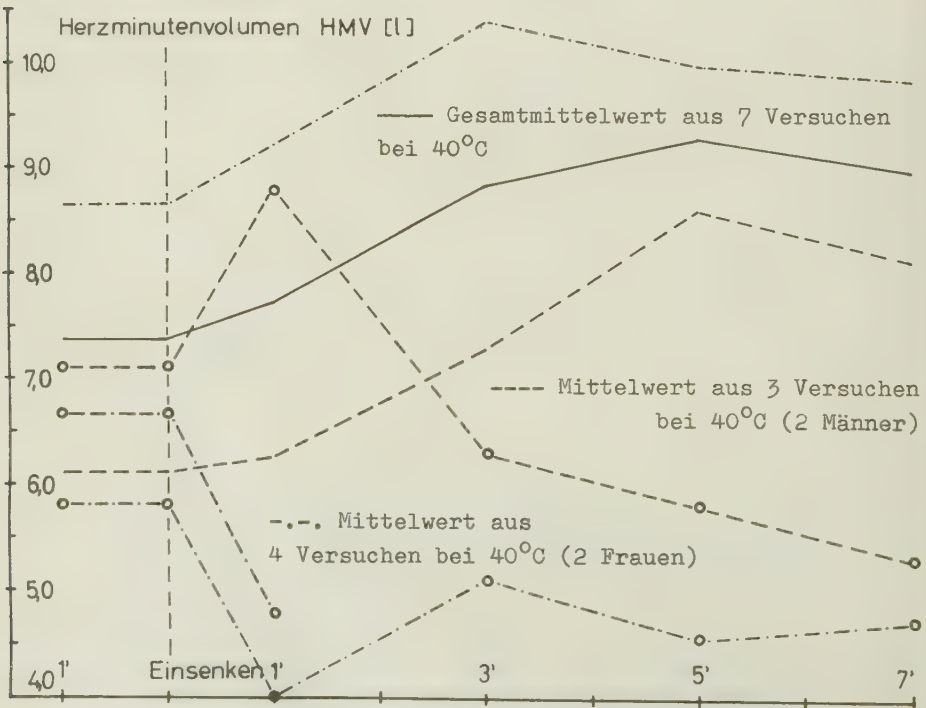


Abb. 12

Verhalten von Schlag- und Minutenvolumen beim Einsenken von Personen in Bäder verschiedener Temperatur.

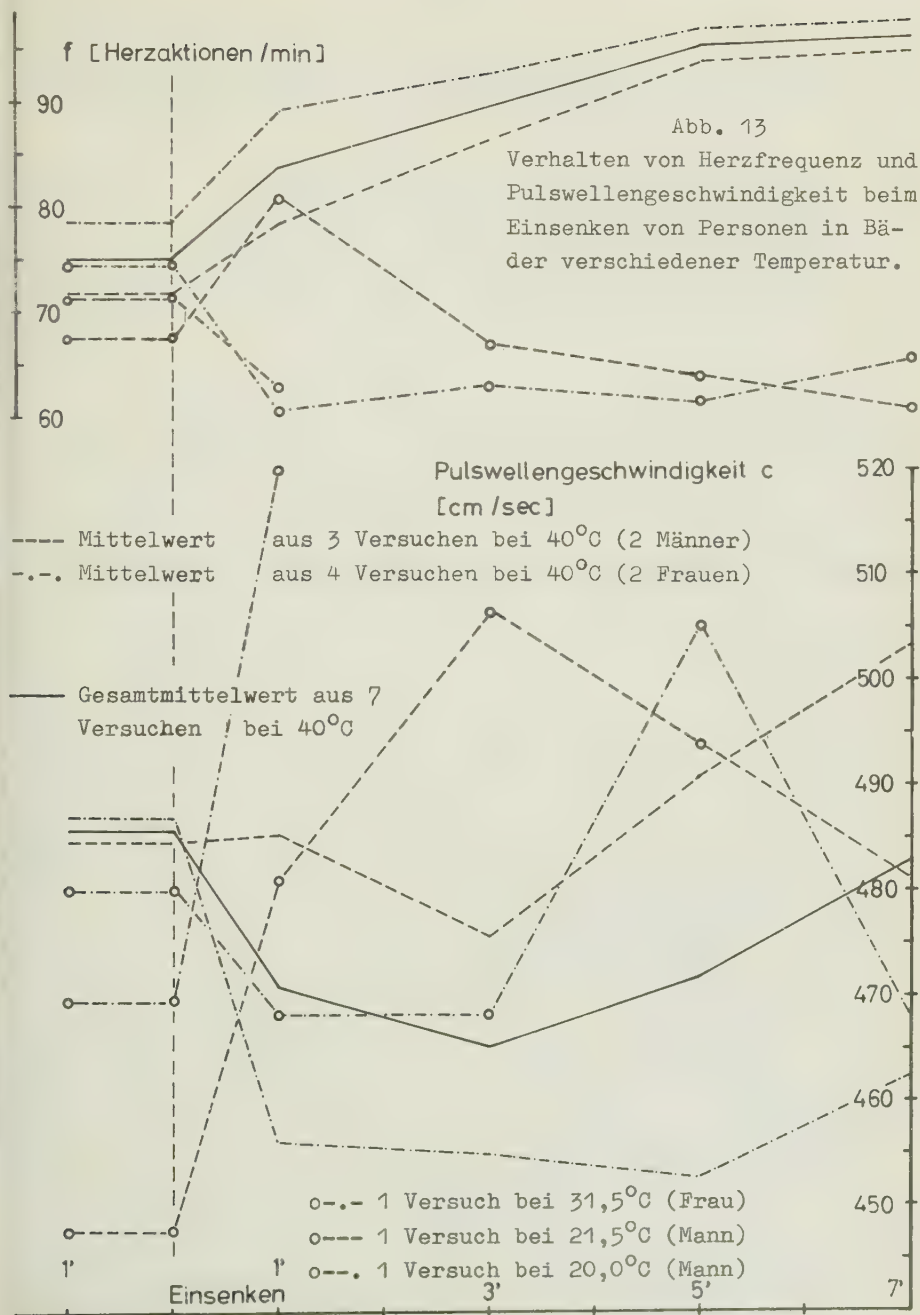
- o-.- 1 Versuch bei 31,5°C (Frau)
 o--- 1 Versuch bei 21,5°C (Mann)
 o-- 1 Versuch bei 20,0°C (Mann)

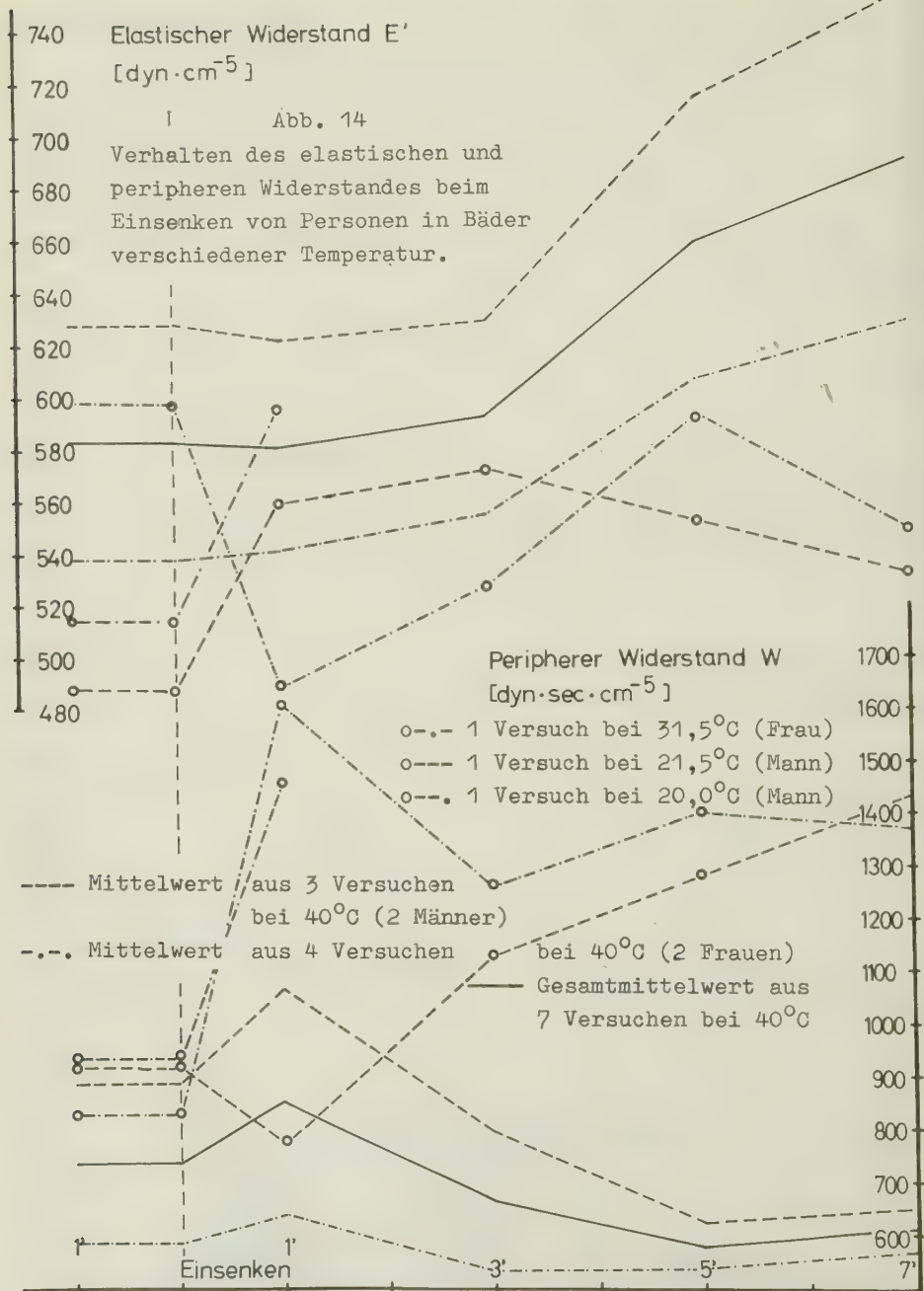


— Gesamtmittelwert aus 7 Versuchen bei 40°C

--- Mittelwert aus 3 Versuchen bei 40°C (2 Männer)

-.-. Mittelwert aus 4 Versuchen bei 40°C (2 Frauen)





D. Diskussion.

I. Kreislaufverhalten beim Eintauchen in Bäder verschiedener Temperatur.

Mit Hilfe der erläuterten Methoden konnte eine große Zahl von Messungen und Berechnungen von Kreislaufparametern gewonnen werden, die einen Einblick in das Kreislaufgeschehen beim unmittelbaren Beginn von Bädern ermöglichen. (Einen zusammenfassenden Überblick geben die vorangegangenen Abbildungen 7 - 14.)

Bei Bädern indifferenter Temperatur ($36,4^{\circ}\text{C}$) steigt der systolische und diastolische Blutdruck deutlich an, und zwar am ausgeprägtesten während der ersten Bademinute. Die diastolischen Werte reagieren mit einem stärkeren Ansteigen als die systolischen, bei Männern treten die Erscheinungen deutlicher zutage als bei Frauen. Im weiteren Verlauf des Bades pendeln die Werte um ein Plateau, das um etwa 5mmHg über dem Ausgangswert liegt. Bis zur 7. Minute zeigen sich keine abfallenden Tendenzen. Auf diese Erscheinungen hat bereits SCHAD (26) hingewiesen. Dementsprechend kommt es zu einer geringen Verminderung der Amplitudengröße (Tab.4, S.37).

Wird die Badetemperatur auf 40°C erhöht (Abb.8, S.44), kommt es im Mittel zu einem noch kräftigeren Anstieg der Blutdruckwerte während der ersten Bademinute, wobei der diastolische Wert in noch stärkerem Maße ansteigt als der systolische, allerdings dann wieder - im Gegensatz zum indifferenten Bad - abfällt, während die systolischen Werte das erreichte Niveau fast unverändert halten. Es kommt somit nach einer anfänglichen Verkleinerung der Amplitude in der 1. Minute wieder zu einer Zunahme derselben. Bei Männern ist die Reaktion grundsätzlich die gleiche wie bei Frauen, lediglich die objektiv gemessenen Werte liegen um 5-10mmHg höher als die der Frauen, was aber bei der geringen Anzahl der VPP auf individuelle Unterschiede zurückzuführen sein dürfte. GRÜNSFELD (18) gibt im Gegensatz dazu ein Absinken des systolischen und diastolischen Blutdruckes an, ein Effekt, den wir nur (bis zur 7. Minute) für den diastolischen Druck bestätigen können.

Den auffälligsten Anstieg der systolischen und diastolischen Wer-

te - wofür allerdings nur drei Einzelversuche vorliegen - boten Bäder bei $31,5^{\circ}$, $21,5^{\circ}$ und 20°C . Hierbei fällt auf, daß, wie bei den Bädern indifferenten Temperatur und im Gegensatz zu den heißen Bädern, die Höhe des diastolischen Plateaus gehalten wird.

Bei alleiniger Betrachtung der errechneten Amplitudengrößen ergibt sich für die indifferenten Bäder in der ersten Bademinute eine Verringerung zwischen etwa 2 und 3 mmHg, auf die eine minimale Zunahme in den weiteren Bademinuten folgt, ohne daß der Ausgangswert wieder erreicht würde. Dieser Effekt ist bei den Männern stärker ausgeprägt als bei den Frauen (für die allerdings eine größere Zahl von Versuchen vorliegt).

Vergleicht man hiermit die Amplitudenverhältnisse der heißen Bäder, fällt zunächst allgemein eine Zunahme der Amplitudenweite gegenüber den indifferenten Bädern auf. Während aber nach der ersten Minute auch ein Abfall des Amplitudenumfanges eintritt, der etwa doppelt so groß ist wie bei den indifferenten Bädern, kommt es danach zu einer erheblichen Vergrößerung der Amplitude, die in der 7. Minute den Ausgangswert wesentlich übertrifft (wie erwähnt vor allem aufgrund eines diastolischen Druckabfalles). Die Größenverhältnisse sind hier bei Männern und Frauen in etwa gleich, lediglich in der 7. Minute läßt sich bei den Frauen ein Sistieren der steigenden Amplitudentendenz beobachten.

Bei den kalten Bädern (für die eine größere Zahl von Versuchen jedoch fehlt,) zeigte sich bei $31,5^{\circ}\text{C}$ noch ein Amplitudenverhalten, das dem der indifferenten Bäder im wesentlichen gleicht. Bei den Bädern von $21,5^{\circ}\text{C}$ und 20°C kommt es nach geringer Vergrößerung (bzw. Gleichbleiben) der Werte zu einer abfallenden Tendenz.

Bei nochmaliger Betrachtung der Blutdruckkurven (Abb. 7 und 8, S. 40, 41 und 44) fällt auf, daß zwar in der ersten Minute bei allen Temperaturen die systolischen und diastolischen Blutdruckwerte ansteigen, daß aber das weitere Verhalten der Amplitudengröße weitgehend durch das Verhalten des diastolischen Blutdruckes bestimmt wird. Übereinstimmend zeigt gerade die erste Bademinute eine ausgeprägtere Reaktion, als die folgenden Minuten.

Tabelle 7 : Kurzgefaßte Übersicht über das Verhalten der Blutdruckamplitude bei Bädern verschiedener Temperatur gegenüber dem Ausgangswert vor Badebeginn.

	1. Minute	folgende Minuten vgl. mit 1. Minute	7. Minute verglichen mit dem Ausgangswert
40,0°C	- -	+ +	+ +
36,4°C	-	+	-
31,5°C	-	+	-
21,5°C	+	-	-
20,0°C	=	-	- -

" + " = Vergrößerung, " - " = Verminderung, " = " = keine Änderung

Um diese Kreislauffeffekte verstehen zu können, muß man sich zunächst vergegenwärtigen, daß auf den menschlichen Körper im Bad 1. der Benetzungsreiz des Wassers auf die Haut, 2. der Auftrieb und 3. der hydrostatische Druck mechanisch einwirkt. FICK (14) konnte durch Messungen im Sprühbad (DIRNAGL, FICK, SCHNEIDER (11)) nachweisen, daß der Hautbenetzungsreiz keinen Einfluß auf das Kreislaufgeschehen ausübt. Nach v. DIRINGSHOFEN (10) führt der Auftrieb zur Schwerelosigkeit des Körpers; sie hat keinen entscheidenden Einfluß auf das Kreislaufgeschehen. (Wir wirkten bei unseren Versuchen dem Auftrieb durch Anschnallen der VPP an die Trage entgegen.) Es bleibt als mechanisch wirksame Komponente der hydrostatische Druck. In extremen Tiefen (120cm unter der Wasseroberfläche, bzw. bei einer Wasserhöhe von 80cm über dem Sternum) kommt es nur dann zu einer beträchtlichen Volumenverschiebung in das intrathorakale Niederdrucksystem, wenn dem mechanischen Wasserdruck nicht durch gleichhohe Überdruckbeatmung entgegengewirkt wird (FICK (14)). Ist dies der Fall, so kommt es lediglich zu einer Addition der Wasserdrucksäule über der VP zum Blutdruck ohne sonstige Änderung der Kreislaufwerte.

Bei gewöhnlichen 3/4-Bädern, wie sie bei unseren Versuchen zur Anwendung kamen, liegt eine Wassersäule von 5 - 10cm Höhe (= 3,8 - 7,6mmHg) über dem Sternum bzw. dem Körper. Rein mechanisch betrachtet müßte also der Blutdruck der VPP durch das Einsenken ins Wasser bereits um diesen Betrag ansteigen; daß dies der Fall zu

sein scheint, wird in den Abbildungen 7 und 8 (S.40, 41 und 44) durchwegs bestätigt. Allerdings kommt es in den folgenden Minuten sofort zu einem gegenregulatorischen Effekt.

Der hydrostatische Druck vermag sich andererseits jedoch nicht direkt auf den intrathorakalen Raum auszuwirken (bzw. nur in äußerst geringem Maße), da dieser über die Atemluft unter atmosphärischen Druckbedingungen steht und zudem durch den knöchernen Brustkorb wenig kompressibel ist. Eine geringe Umfangsminderung des Thorax, verbunden mit einem denkbaren Einsinken der Interkostalmuskulatur (insbesondere bei Asthenikern) und mit einem Zwerchfellhochstand werden durch Abnahme der Reserveluft weitgehend kompensiert (v. DIRINGSHOFEN (10), GAUER (16)). Infolge der angeführten Umstände muß es jedoch zu einer erheblichen Blutverschiebung kommen, da in den extrathorakalen Bereichen (Extremitäten, Abdomen) der Wasserdruck stärker als im intrathorakalen Bereich wirksam wird. Dies bestätigen auch Untersuchungen von BOCK (1). In erster Linie wird sich diese Blutverschiebung im Niederdrucksystem (rechtes Herz, Lungengefäße, venöses System - auf die Zunahme des Venendruckes beim Gesunden beim Einstieg ins Bad und während der ersten zehn Minuten weist schon BUDELMANN (9) hin -) bemerkbar machen und letztlich am Herzen zu einem erhöhten Blutangebot führen. Dies müßte nach STARLING (17) - dessen am Präparat gewonnenen Ergebnisse jedoch nur teilweise auf den Kreislauf anwendbar sind - zu einer Vergrößerung des Schlagvolumens führen.

BORNSTEIN und BUDELMANN (5) berichten 1933 bei indifferenten Bädern (32,5°C) von einer Vermehrung der Minutenvolumina um 85% bei gleichbleibender Pulsfrequenz, bedingt durch einen Anstieg des Schlagvolumens. Bei warmen Bädern (38-39°C) wird eine starke Zunahme des Minutenvolumens mit erheblicher Steigerung der Pulsfrequenz angegeben - damit übereinstimmende Angaben finden sich auch bei DREXEL (12) -, während bei kalten Bädern (23°C) von einem frequenzbedingten Absinken des Minutenvolumens um 10%, ohne Änderung des Schlagvolumens berichtet wird.

Dem widersprechend fanden wir bei Bädern von 36,4°C jedoch im Durchschnitt ein Absinken des Schlagvolumens um etwa 5ml in der

ersten Minute; auch nach 7 Minuten lag es noch gering unter dem Ausgangswert. Der Effekt war bei den Männern noch stärker ausgeprägt; dagegen fand sich bei den Frauen ein minimales Ansteigen. Auch bei 40°C zeigte sich das gleiche Verhalten, diesmal auch bei den Frauen, während bei den Männern nach der 1. Minute im Gegensatz zum Indifferenzbad nun auch ein geringes Ansteigen festzustellen war. Die kalten Bäder zeigten ebenso ein Absinken des Schlagvolumens, nach der 1. Minute sogar um etwa 15ml. Diese Feststellung widerspricht auch den Überlegungen STARLINGS, denn sie beweist eine intrathorakale Blutspeicherung im Bade - da ja der Blutaussstrom relativ gering ist -, die auch schon von BOEHM (3) und EKERT (13) mit der Größenzunahme des Herzschattens im Bade röntgenologisch nachgewiesen wurde. Auch die von den bei FICK (14) zitierten Autoren MEIER-GOLLWITZER, BUDELMANN und KRÖGER, HERKEL u.a. gefundene relative Steigerung des Herzschlagvolumens von nur 20 - 40% konnte zumindest für die erste Bademinute nicht völlig bestätigt werden; auch bis zur 7. Minute kommt es - nach kompensatorischen Schwankungen - in einigen Fällen zum Wiedererreichen der Ausgangswerte.

Neben der Erhöhung der diastolischen Blutdruckwerte, die in der ersten Bademinute durchwegs größer als die der systolischen Werte ist, weist auch die Verminderung des Schlagvolumens auf eine Vergrößerung der intrathorakalen Blutreserve hin. Demnach muß das Herz unter einem vermehrten Restblutangebot arbeiten, im Sinne des parasymphathischen JARISCH-BEZOLD-Reflexes.

Es soll nun die Herzfrequenz (Abb.10 und 13, S.47 und 51) betrachtet werden: Bei den indifferenten Bädern erhöht sie sich von der ersten Minute an gleichbleibend um etwa 5 Schläge pro Minute, während sie bei den heißen Bädern von der 1. bis zur 5. Minute ständig zunimmt - worauf ebenfalls schon GRÜNSFELD (18) hinweist -, um sich dann bis zur 7. Minute auf ein Plateau, das etwa um 20 Schläge pro Minute höher als der Ausgangswert liegt, einzustellen. Bei den kalten Bädern fällt dagegen ein Rückgang der Herzfrequenz auf. Die Herzfrequenz ist bei den von uns registrierten Parametern diejenige Größe, die am einfachsten Rückschlüsse auf die vegetative Lage der VPP zuläßt. Ihre Ausgangsgröße lag bei allen Versuchen zwischen 70 und 80 Aktionen pro Minute. Je wärmer die Bäder wer-

den, desto mehr stellt sich ein Sympathikotonus ein, je kälter sie werden, desto mehr verschiebt sich die Lage zu einem Vagotonus hin. Die Temperatur des Bades gibt zweifellos den Ausschlag; sicher ist aber auch die Schilddrüse bzw. das gesamte von der Hypophyse gesteuerte Hormonsystem an diesen Regulationsvorgängen entscheidend beteiligt.

Wie nicht anders zu erwarten war, ergeben sich bei den indifferenten Bädern bei der nur geringen Frequenzzunahme und dem gleichzeitigen Absinken des Schlagvolumens im Mittel keine ins Gewicht fallenden Änderungen des Herzminutenvolumens. Allerdings fällt auch hier, wie beim Schlagvolumen in der ersten Minute, ein Kreuzungseffekt auf (Abb.9, S.46), der dadurch verursacht wird, daß sich bei den Männern eine Verminderung, bei den Frauen dagegen eine Vergrößerung des Schlagvolumens ergibt, die in den folgenden Minuten jedoch beibehalten wird.

(Bei der geringen Zahl von nur 6 männlichen Versuchspersonen soll jedoch nicht voreilig der Schluß gezogen werden, daß der männliche Kreislauf anders als der weibliche reagiert; wir wollen vielmehr bei der Betrachtung der Mittelwerte bleiben. Auch das Argument des besseren "Trainings" der Männer sollte eigentlich nicht in Betracht gezogen werden, da sich unter den Frauen einige ausgesprochene Sportlerinnen befanden.)

Bei den heißen Bädern ergibt sich aus der sympathikotonen Frequenzsteigerung des Herzens ein ganz beträchtlicher Zuwachs des Herzminutenvolumens, beginnend unmittelbar nach dem Einsenken - trotz Abnahme des Schlagvolumens in der ersten Minute -, mit einem Maximum in der 5. Minute, das etwa um 1,5l höher als der Ausgangswert liegt.

Bei den kalten Bädern kommt es, wie erwartet, zur Abnahme des Herzminutenvolumens um rund 1 Liter.

Nach gegenwärtiger Ansicht (GAUER (17)), wird die Herzleistung nicht durch den venösen Rückstrom gesteuert; sie wird vielmehr - etwa bei Muskelarbeit - durch eine Senkung des Strömungswiderstandes an die höheren Stoffwechselbedürfnisse angepaßt, die primär zu

einem höheren Strombedarf im arteriellen System führt.

Den indirekten Beweis hierfür konnten wir erbringen; da bei einem Bade unter Ruhebedingungen keine aktive Muskelarbeit (mit Ausnahme von Verschiebungen im Tonus des Agonisten- Antagonistensystemes) geleistet zu werden braucht, ist eine Senkung des Strömungswiderstandes unnötig. Tatsächlich (s. Abb. 11, S. 48) erhöht sich bei indifferenten Bädern sowohl der periphere, wie der elastische Widerstand, d.h. $\frac{\Delta p}{\Delta V}$ in geringem Maße. Daß dieses Verhalten des Gefäß-

systemes auch die Größe des Schlagvolumens zu beeinflussen vermag, geht deutlich aus dem Wiederauftreten des Kreuzungsphänomenes (vgl. Abb. 11 mit Abb. 9, S. 48 und 46) der Kurven der männlichen und weiblichen VPP hervor, das sich bereits im gleichen Sinne beim Schlagvolumen und Herzminutenvolumen gezeigt hatte. Da der beim $3/4$ -Bade wirksame hydrostatische Druck allein sicher nicht ausreicht, den Druck im arteriellen System zu beeinflussen, bzw. dieses enger zu stellen, muß die Erhöhung des Strömungswiderstandes dem Vasomotorzentrum zugeschrieben werden.

Bei den heißen Bädern nimmt der elastische Widerstand erheblich zu, der periphere jedoch nur in der ersten Minute, um sodann unter den Ausgangswert abzufallen. Zieht man zugleich den starken Anstieg des systolischen und diastolischen Blutdruckes während der ersten Bademinuten (Abb. 8, S. 44) in Rechnung, der von einer Abnahme des diastolischen Druckes bei gleichbleibendem systolischen Druck gefolgt wird, und betrachtet man das auf Grund der Frequenz gesteigerte Herzminutenvolumen, so muß bei zunehmendem $E' = \frac{\Delta p}{\Delta V}$

das erhöhte Blutvolumen pro Minute vor allem in die Peripherie gebracht worden sein, was durch das Schwinden des peripheren Widerstandes bzw. die Weitstellung der Kapillaren ermöglicht wird. - Würde man dieses Geschehen unter noch extremeren Bedingungen fortsetzen, müßte ein peripherer Entspannungskollaps die Folge sein.

Bei dem Bad von $31,5^{\circ}\text{C}$ kehren sich die Verhältnisse um: der periphere Widerstand steigt noch mehr als bei den indifferenten Temperaturen, während $\frac{\Delta p}{\Delta V}$ zuerst stark abnimmt, dann wieder ansteigt

(da hierfür nur ein Versuch vorliegt, ist diese Aussage in ihrem Wert beschränkt).

Beim kalten Bad nehmen sowohl der elastische, wie der periphere Widerstand zu, jedoch in erheblich stärkerem Maße, als dies bei den indifferenten Bädern der Fall ist.

Eine Bestätigung dieser Ergebnisse findet sich u.a. auch in einer Arbeit der Autoren BROSSE, LENÈGRE, RAGE und v. BOGAERT (8), die die Senkung des diastolischen Druckes beim heißen Bad als eine für einen gesunden Menschen normale Gefäßreaktion bezeichnen; die Pulsamplitude wird dadurch gesteigert. Desgleichen fanden auch sie beim kalten Bad ein Ansteigen des systolischen Druckes mit Kleinerwerden der Blutdruckamplitude. Interessant erscheint die Angabe, daß als pathologische Reaktion (beim Arteriosklerotiker) im heißen Bad ein diastolischer Druckanstieg eintritt, während beim kalten Bad ein diastolischer Druckabfall zu verzeichnen ist.

Somit ergeben sich keine Widersprüche zwischen der Herzleistung einerseits und dem Verhalten des Gefäßsystemes andererseits. Die durch den hydrostatischen Druck bedingte Verschiebung des Blutvolumens in den intrathorakalen Raum hinein ergibt nicht zwangsläufig eine Steigerung der Herzleistung. Eine solche ergibt sich lediglich aus vegetativ-wassertemperaturbedingten Änderungen der Herzfrequenz, verbunden mit Änderungen im Tonus der peripheren Gefäße.

Die Pulswellengeschwindigkeit, die als Ausdruck der Starre des Gefäßsystemes gewertet werden kann, bewegt sich bei allen Bädern im Bereich der Norm; sie bewegt sich jedoch bei den kalten Bädern zur unteren, bei den heißen Bädern zur oberen Grenze hin. Beim indifferenten Bad sinkt sie zunächst (nach ganz leichtem Anstieg in der ersten Minute) ab, mit einem Minimum in der 3. Minute, um hierauf langsam anzusteigen. Dies deckt sich mit dem von FICK (14) für das 3/4-Bad bei 33-35°C bestätigten Ergebnis, das bereits von HERKEL (19) gefunden wurde. Dieser erklärt das Minimum der Pulswellengeschwindigkeit in der 3. Bademinute mit einer durch (hypothetische) Vagusreflexe ausgelösten Änderung des Aortenwandtonus. Darauf folgt eine Zunahme der Pulswellengeschwindigkeit, die HERKEL als

Entspannung der Aortenwand infolge des hydrostatischen Druckes deutet. Dem widersprechen unsere Beobachtungen vor allem bei den kalten Bädern. Ein phasischer Verlauf läßt sich bei allen unseren Versuchen finden. Man muß sich deshalb hüten, bei nur stichprobentertiger Registrierung der Pulswellengeschwindigkeit voreilige Aussagen über den Zustand des Gefäßsystemes zu machen.

Auf die Auswertung der im Rahmen dieser Arbeit gewonnenen Unterwasser-EKG-Kurven und deren Besprechung soll in einer anderen Arbeit eingegangen werden.

II. Anhang.

1. Versuche und Untersuchungen mit der Blutdruck-Unterarmmanschette zur Feststellung ihrer Einsatzfähigkeit und Eigenschaften.

Die Abbildungen 15a und 15b geben Ausschnitte aus zwei von uns mit dem Photokymographen aufgezeichneten Originalkurven wieder (Meßbereich 200 (=M 200) am Trägerfrequenzmeßverstärker (=TMV)). Bei einer Transportgeschwindigkeit von 1mm/sec erfolgte alle 2sec (= 2mm) die automatische Einblendung einer senkrechten Zeitmarke. Die beiden stark ausgezogenen Linienpaare markieren zwei zu diesem Zeitpunkt durchgeführte Blutdruckmessungen nach RRK; ihre Werte betragen 115/70 und 118/70 für Abb.15a bzw. 120/77 und 122/77 für Abb.15b. Beim Auftreten und Verklingen des Preßstrahlgeräusches wurde markiert, sodaß der jeweils vor der Markierungslinie liegende Pulsschlag dem gemessenen Blutdruckwert zugeordnet werden kann. Die systolischen Blutdruckwerte werden durch die oberen, die diastolischen durch die unteren Umschlagpunkte der Kurve dargestellt. Die beiden Unterbrechungen der Kurve in Abb.15a zeigen die elektrische Nulllinie; sie diente zur Synchronisation mit der Pulswellenregistrierung auf dem Cardirex (s.S.29). (Die vier verkleinerten Ausschläge in Abb.15b dienten bei früheren Versuchen der Markierung der Blutdruckmessung.)

Bei genauerer Betrachtung der Kurven fällt ein rhythmisches Fendeln der systolischen und diastolischen Ausschlagsgrößen auf, das besonders augenscheinlich im systolischen Kurventeil der Abb.15b ausgeprägt ist. Höhere Werte wechseln alle 2sec mit niedrigeren ab. Diese sich in der Minute etwa 15 mal wiederholenden Perioden können als respiratorische Blutdruckschwankungen gedeutet werden (=Blutdruckwellen 2. Grades), die sich überschlagsweise um einen Wert von ± 5 mmHg im systolischen Bereiche bewegen. Die Registrierung dieser Schwankungen dürfte eine ausreichende Aufzeichnungsempfindlichkeit demonstrieren.

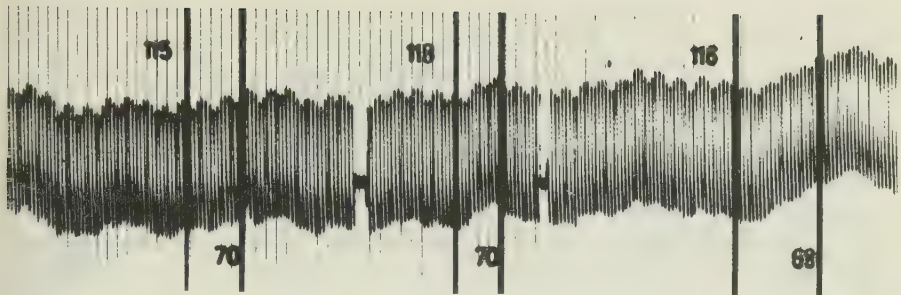


Abb. 15a

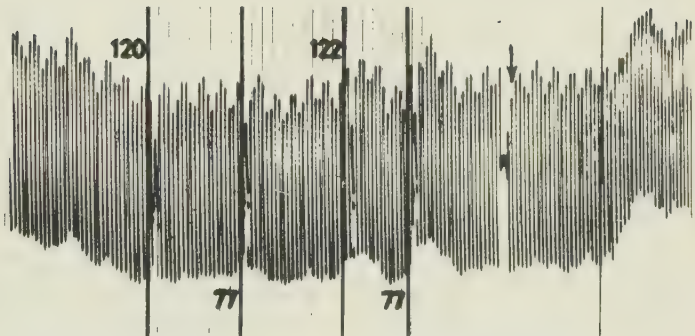


Abb. 15b

Abb. 15a und 15b:

Originalblutdruckregistrierkurven mit respiratorischen Blutdruckschwankungen und eingeblendeten Kontrollmessungen nach RRK; der letzte Meßpunkt der oberen Hüllkurve vor der Markierungsline entspricht dem gemessenen systolischen, der an der unteren dem diastolischen Blutdruckwert. Die Unterbrechungen der Kurven dienten der Synchronisation.

(Abstand der senkrechten feinen Markierungslinien im Original: 2mm = 2sec. Meßverstärkungsbereich 200.)

Eine weitere Erscheinung, die wir immer wieder beobachten konnten, war das Auftreten von Schwankungen, wie sie auf Abbildung 16a wiedergegeben werden. Die durchschnittliche Dauer einer Periode beträgt etwa 11sec; langsame Blutdruckschwankungen dieser Art werden als HERING-TRAUBE-MEYER'sche (=H.T.M.) Wellen bezeichnet, ihre Dauer wird mit 10sec und mehr angegeben (GAUER(17)). Die Abb.16b zeigt ein weiteres Kurvenbild gleicher Art, jedoch während nach Inspiration angehaltener Atmung; die Periodendauer beträgt 19sec. Selbstverständlich ließen sich die Blutdruckschwankungen 2. und 3. Grades nicht bei allen unseren Versuchen so schön darstellen, wie in den hier gezeigten Abbildungen; sie wurden zuweilen durch andere Störfaktoren verwischt, sodaß sie nur sehr schwer zu erkennen waren.

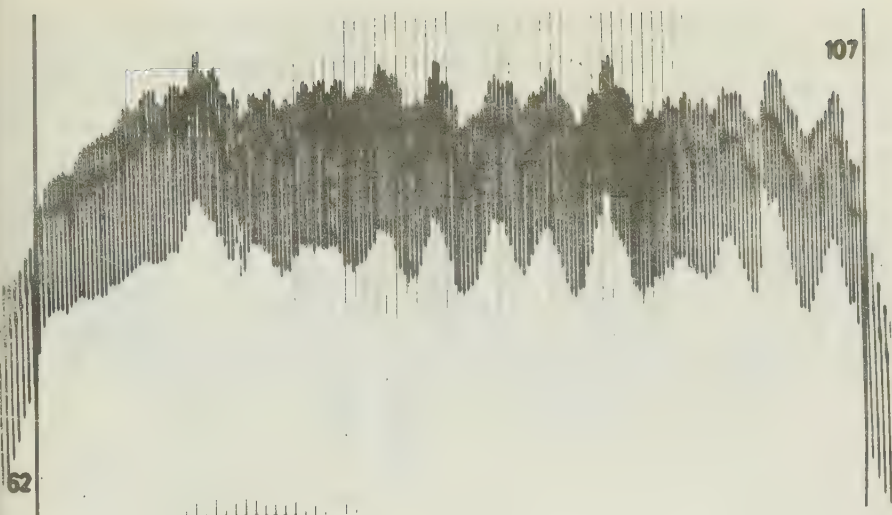


Abb. 16a

Blutdruckkurve mit HERING-TRAUBE-MEYER'schen Wellen in der Mitte der Abbildung. (Meßverstärkungsbereich 200)

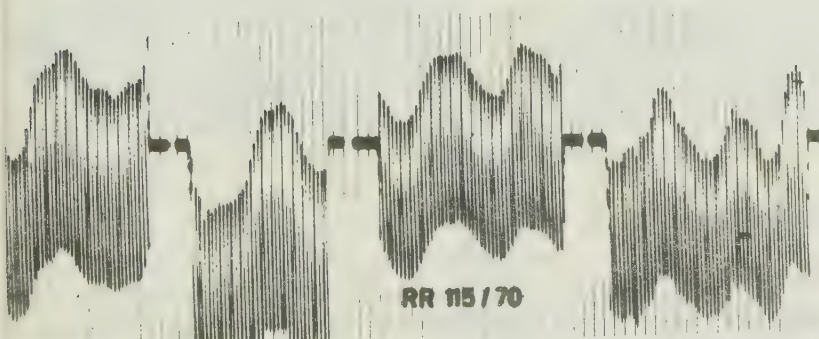


Abb. 16b

Blutdruckkurve mit HERING-TRAUBE-MEYER'schen Wellen in der Mitte der Abbildung, während nach Inspiration angehaltener Atmung. (Meßverstärkungsbereich 200)

Ein interessantes Bild zeigt die Abbildung 17. Wir ließen die VP, die unmittelbar vor dem Versuch einen Ruheblutdruck von 115/70 nach RRK hatte, 9 mal tief atmen, im Bild beginnend mit einer Inspiration. Eine Atemperiode dauerte etwa 14sec, die Pulsfrequenz war bei der Inspiration etwa 100/min, bei der Expiration etwa 60/min (10 Pulsschläge/6sec bzw. 8/8sec). Erstaunlicherweise steigt die Registrierkurve bei der Inspiration an und fällt im Expirium ab, und zwar um unverhältnismäßig hohe Beträge: beim Inspirium steigt die Registrierhöhe des diastolischen Wertes über die Höhe des systolischen beim Expirium; das würde heißen, daß beim Inspirium der diastolische Wert - bei unserer VP. - in den Bereich von 110-120mmHg bzw. beim Expirium der systolische Wert mindestens unter 100mmHg liegen würde. Dies widerspricht jedoch jeder Erfahrung sowie allen physiologischen Erkenntnissen, denen zufolge der arterielle Blutdruck beim Inspirium leicht absinkt, verbunden mit einer Zunahme der Herzfrequenz (GAUER(17)).

Diese Beobachtung zwingt zu dem Schluß, daß größere schnelle Blutdruckschwankungen, offenbar infolge störender Einflüsse, in ihrer Dynamik verzerrt wiedergegeben werden (im Gegensatz zu langsamen statischen Druckänderungen); es kann, wie in diesem Falle, sogar ein Blutdruckanstieg vorgetäuscht werden, obwohl der Blutdruck in Wirklichkeit abfällt bzw. fallen müßte, und umgekehrt.

Auf Grund dieser Erkenntnis wurde unser Optimismus ganz erheblich gedämpft; auch weitere Versuche dieser Art zeigten kein anderes Ergebnis. So wird in Abbildung 18 ein Versuch gezeigt, bei dem die VP nach längerem Ruhen bei stets gleichmäßiger Atmung, den Atem anzuhalten hatte, ohne vorheriges besonders starkes Ein- oder Ausatmen. Der Blutdruck nach RRK betrug 3min davor 110/65, während des Anhaltens der Atmung 108/62. Die Pulsfrequenz fiel während dieser Zeit auf 53/min (11 Pulsschläge/12,5sec), gegenüber 74/min unmittelbar davor und danach. Auch hier fallen die systolischen Umschlagpunkte unter die diastolischen des vorangehenden Kurvenabschnittes, der nochmals H.T.M.-wellen zeigt, die demnach auch übertrieben hoch dargestellt sein dürften.

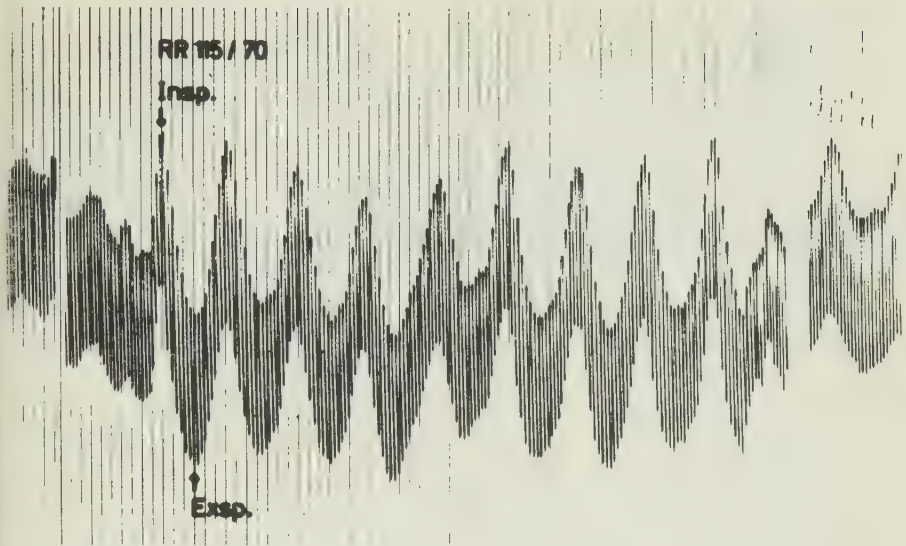


Abb. 17

Registrierkurve bei extrem tiefer Atmung. (Meßbereich 200)

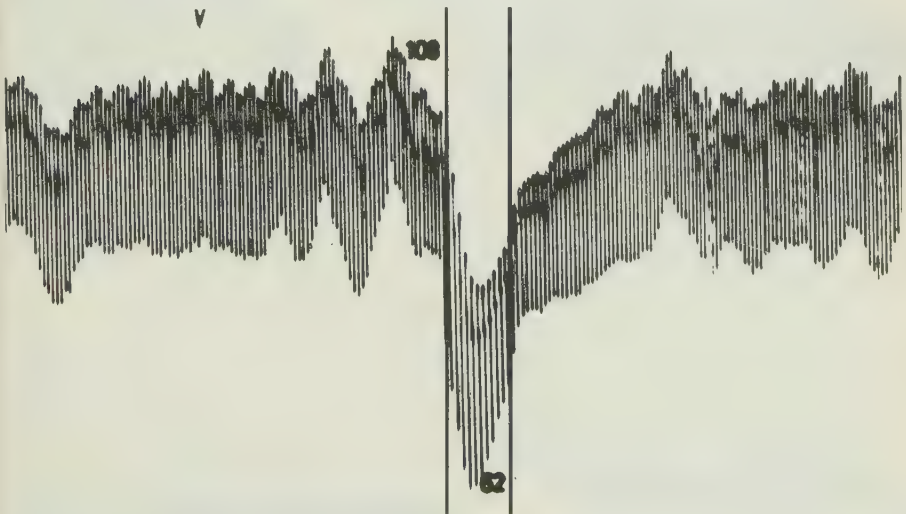


Abb. 18

Registrierkurve beim Anhalten der Atmung während der Messung nach RRK. (Meßbereich 200)

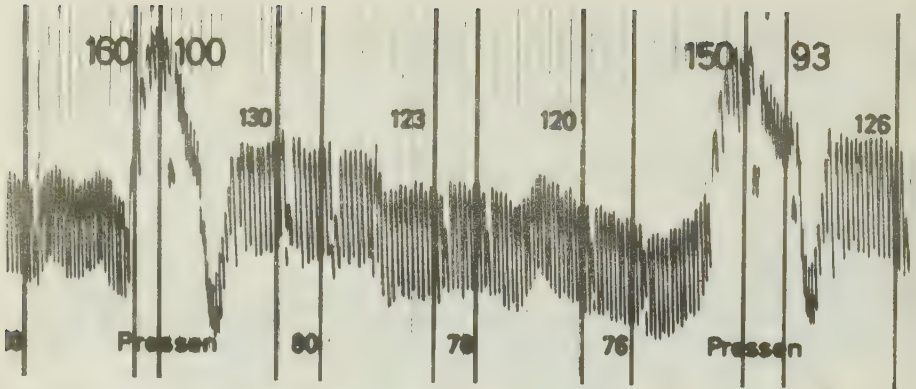


Abb. 19a: Registrierkurve beim Pressen. (Meßbereich 500)

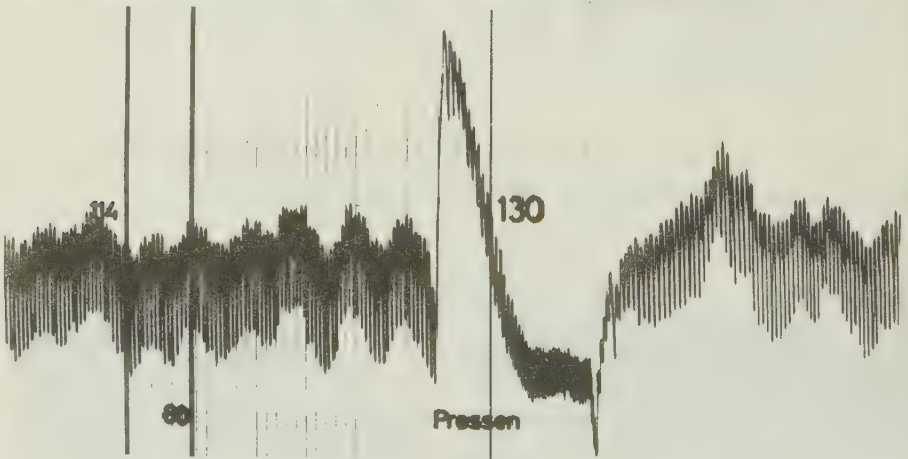


Abb. 19b: Registrierkurve beim Pressen. (Meßbereich 200)

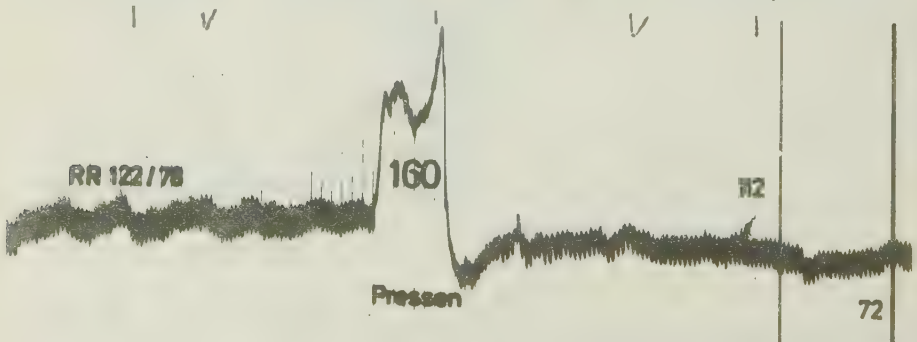


Abb. 19c: Registrierkurve beim Pressen. (Meßbereich 500)

Um Aufschluß über das Verhalten der Registrierung bei größeren dynamischen Druckänderungen zu erhalten, stellten wir Versuche an, bei denen der Blutdruck absichtlich verändert wurde. Eine spontane Erhöhung kann man durch Pressen erzielen. Die Abbildungen 19a, 19b und 19c zeigen einige Ausschnitte aus Preßversuchen mit verschiedenen VPP. (Wir reduzierten bei Abb. 19a und 19c die Empfindlichkeit des TMV um das 2,5-fache auf den M 500, um die starke Überhöhung der Registrierkurven noch auf dem Film festhalten zu können.) Auf allen drei Abbildungen läßt sich die Erhöhung der Registrierkurve, die jeweils von einem starken Abfall gefolgt wird, sehr gut erkennen; dieses Bild würde mit den tatsächlichen Verhältnissen beim VALSALVA-Versuch durchaus übereinstimmen, wenn es nicht zu einer Verzerrung der Amplituden käme. Es erscheint jedoch auch hier fraglich, ob die diastolischen Werte so hoch über den systolischen Umschlagpunkt steigen, bzw. die systolischen so tief unter den diastolischen Umschlagpunkt der Normalregistrierkurve absinken. Dies, und die Unmöglichkeit einer exakten Blutdruckmessung während des Pressens vereitelte den Versuch, die Preßkurven zur Eichung heranzuziehen; unter den durch das Pressen gegebenen Verhältnissen ist eine exakte Definition des im Stethoskop hörbaren KOROTKOFF-Geräusches nahezu unmöglich. Deshalb müssen die von uns während des Pressens gemessenen und in den Abbildungen durch größere Zahlen gekennzeichneten Werte mit äußerster Skepsis betrachtet werden. Bei dem auf Abb. 19b wiedergegebenen Versuch hielten wir den Druck in der Oberarmmanschette konstant auf 130 mmHg und markierten das erste Auftreten des KOROTKOFF-Geräusches; wie aus der Abbildung hervorgeht, nahmen wir aber erst dann ein Geräusch wahr, als der Druck seinen Höhepunkt bereits überschritten hatte. Fernerhin beobachteten wir, daß, trotz gleicher Meßergebnisse nach RRK während des Pressens, die tatsächliche Höhe der Kurven sehr verschieden ausfiel; die Streubreite reicht von geringfügigem Ansprechen bis zum Auswandern weit über den Filmrand hinaus. Man könnte noch versuchen die Amplitude der letzten Blutdruckmessung nach RRK (mmHg) vor dem Pressen zur Differenz (mm) der beiden dazugehörigen systolischen und diastolischen auf der Kurve markierten Umschlagpunkte in Beziehung zu bringen, um mit Hilfe des auf diese Art gewonnenen Verhältnisses (mmHg/mm) auf die tatsächlichen Blutdruckwerte des beim Pressen erzeugten Ausschlages auf der Registrierkurve zu schließen. Dieses Vorgehen scheitert jedoch an

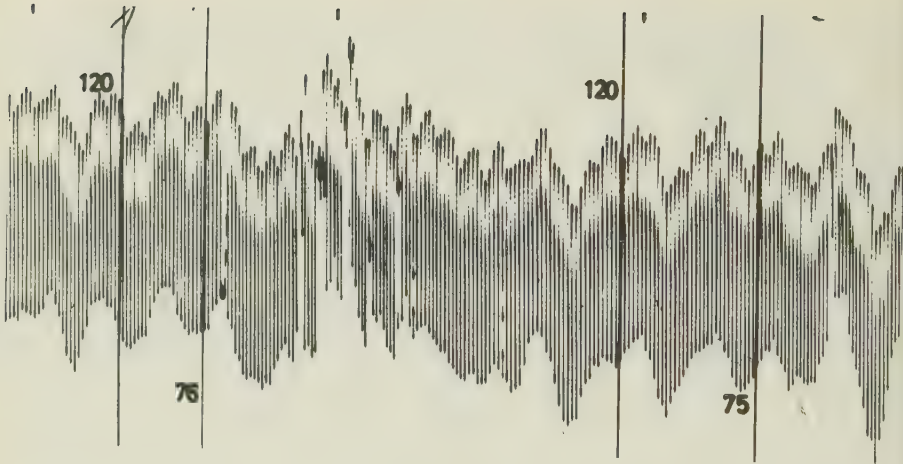


Abb. 20a: Registrierkurve im Ruhezustand der VP. (Meßbereich 200)



Abb. 20b: Registrierkurve im Ruhezustand der VP. (Meßbereich 500)

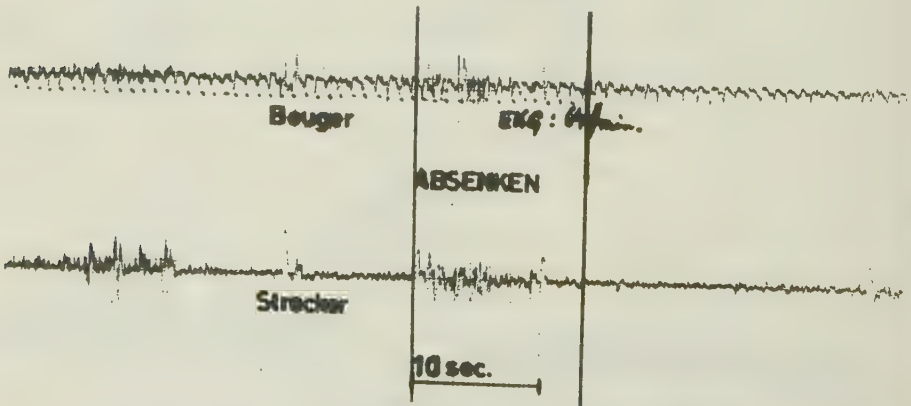


Abb. 21: Elektromyogramm vor und während des Einsenkens der VP; Aktionsströme von der Muskulatur des linken Unterarmes.

einer geeigneten Kontrollmöglichkeit (s. oben); seine Anwendung auf die diastolischen Werte ist völlig unmöglich.

Ein weiterer Versuch, bei dem die VP während einer längeren Zeit durch eine Maske unter einem Überdruck bis zu 12mmHg atmen mußte, zeigte keinerlei charakteristische Änderungen des Blutdruckes, weder auf der Registrierkurve, noch bei Messungen nach RRK, deren Werte zwischen 118 und 120 bzw. 50 und 80mmHg pendelten. Auch ein Versuch, bei dem der VP über eine Glukose-Dauertropfinfusion von Zeit zu Zeit Acetylcholin gegeben wurde - natürlich ohne daß sie den Zeitpunkt bemerken konnte - schlug fehl. Die VP nahm lediglich eine geringe Tachykardie infolge der eingetretenen Gegenregulation wahr, während sich der Blutdruck konstant verhielt, ohne merkliche Abweichungen zu zeigen.

Nachdem sich die Möglichkeit der Eichung der Registrierkurven als sehr fraglich erwiesen hatte, führten wir mehrere Versuche über längere Zeit (10-15min) aus, bei denen die VP in Ruhe auf der Trage zu liegen hatte, genau wie vor den Badeversuchen (s.S.11 und 28). Dabei wurde die "Blutdruckkurve" fortlaufend aufgezeichnet, der Blutdruck in kurzen Abständen nach RRK gemessen und auf der Kurve vermerkt. Die Abbildungen 20a und 20b geben für die Meßbereiche 200 bzw. 500 Ausschnitte aus derartigen Ruhekurven wieder, die sich auf den Abbildungen über eine Zeit von etwa 3min erstrecken. Auch bei diesen Kurven zeigen sich Schwankungen in der Blutdruckwiedergabe, die sich nicht ohne weiteres erklären lassen. Bei beiden Abbildungen fällt auf, daß nach RRK gemessene gleiche - oder fast gleiche - Werte in verschieden hoher Lage wiedergegeben werden. Obwohl die Kurven auf den ersten Blick hin "schön" aussehen, findet sich allzumeist ein wechselndes Verhältnis zwischen den nach RRK gemessenen und den registrierten Amplitudengrößen; es liegt zwischen ca. 1,1 und 2,1 Torr/mm registriertem Ausschlag im M 200 (s. auch (9), S.80); bei etwa 70 Versuchen (incl. der Badeversuche), bei denen die Registrierung in vergleichbarer Art durchgeführt wurde, fand sich nur selten bei mehreren aufeinanderfolgenden Messungen das gleiche Verhältnis mmHg/mm-Ausschlag. Desgleichen fanden wir häufig Situationen, bei denen entweder bei gleichhohen RRK-Werten die Registrierung verschieden hoch lag, oder bei denen bei gleichhohem Ausschlag der Registrierkurve der

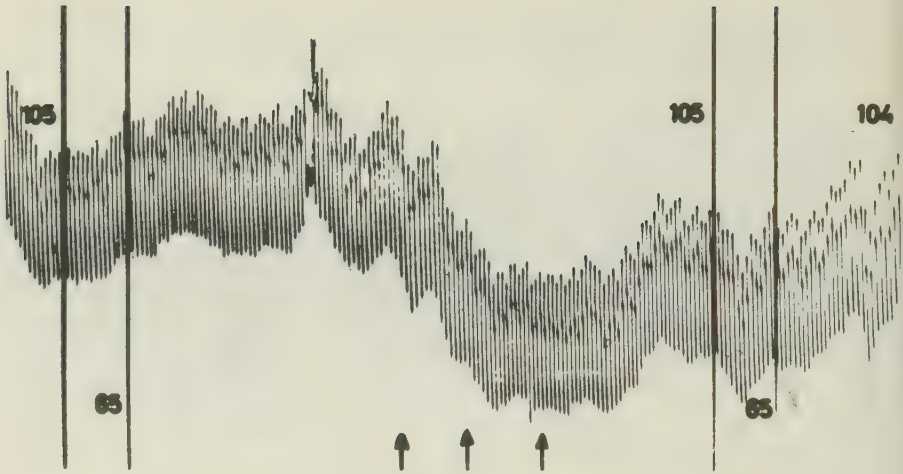


Abb. 22a

Auffälliger Abfall der Registrierkurve beim Badebeginn. Einsenken durch drei Pfeile gekennzeichnet. (Meßbereich 200)

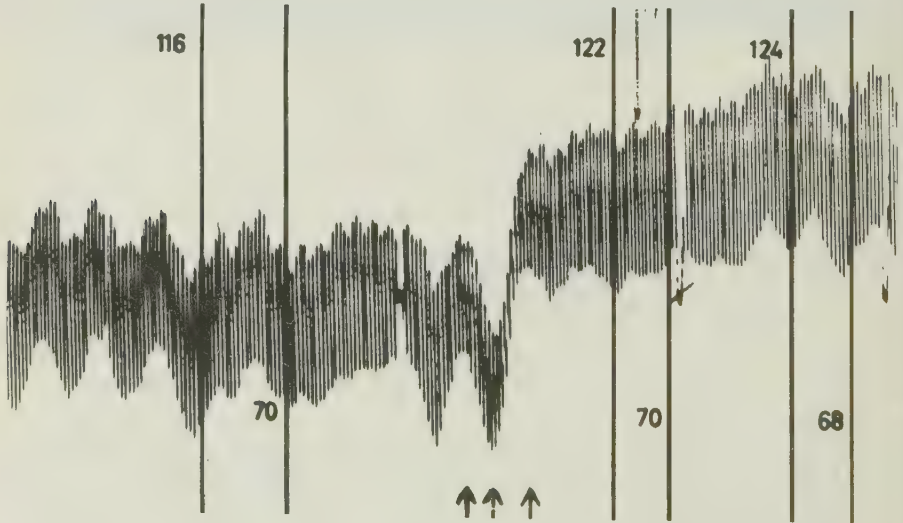


Abb. 22b

Auffälliger Anstieg der Registrierkurve beim Badebeginn. Einsenken durch drei Pfeile gekennzeichnet. (Meßbereich 200)

gemessene Blutdruck verschiedene Werte erreichte. Auch wenn man Meßfehler bei der RRK-Messung einkalkuliert, läßt sich diese Diskrepanz nicht völlig erklären (s. Anhang, 2., S.97), denn die ungleichen Verhältnisse treten aperiodisch und willkürlich auf, d.h. es läßt sich keine regelmäßige oder kontinuierliche Vergrößerung oder Verkleinerung des Verhältnisses finden.

Auch bei den 61 von uns an 16 VPP durchgeführten Badeversuchen (Eintauchversuche s.S.29) konnten wir am Verhalten der Registrierkurve keine regelmäßig und gleichartig auftretenden Abweichungen von den nach RRK gemessenen Blutdruckwerten finden. Es zeigten sich jedoch mehrere unerwartete Variationen: Die Registrierkurve zeigte bei 10 VPP einen ausgeprägten Abfall in der ersten Minute nach dem Beginn des Bades gegenüber den letzten beiden Minuten vor Badebeginn, wie aus Abbildung 22a hervorgeht. - Durch drei senkrechte nach oben zeigende Pfeile wurde der Zeitpunkt des Einsenkens markiert, wobei der erste Pfeil die Berührung der Wasseroberfläche durch die VP anzeigt, beim zweiten war der Nabel untergetaucht, beim dritten schließlich war auch die Fossa jugularis bzw. der untere Teil des Halses bis kurz vor dem Carotispulsabnehmer mit Wasser bedeckt, und der Eintauchvorgang beendet. - Von diesen 10 VPP war nur bei einer ein Absinken des systolischen und diastolischen Blutdruckes festzustellen; bei einer weiteren VP sank zwar der systolische Wert, der diastolische blieb hingegen gleich. Bei weiteren zwei VPP fiel nur der systolische Wert, der diastolische stieg an. Bei den anderen sechs VPP stiegen, trotz des Abfallens der Registrierkurve, sowohl der systolische, wie der diastolische Wert an.

Bei drei weiteren VPP war auf der Registrierkurve der Abfall entweder nicht deutlich zu erkennen, oder wir konnten bei den Einzelversuchen teils einen Abfall, teils einen Anstieg feststellen. Bei einer dieser drei VPP fiel nur der systolische Blutdruck ab, während der diastolische stieg; bei den anderen beiden stiegen beide Werte an.

Bei den restlichen drei der 16 VPP zeigte die Registrierkurve einen deutlichen Anstieg (Abb.22b); während bei einer VP sowohl der systolische, wie der diastolische Blutdruck fielen, stiegen beide

Werte bei den zwei anderen VPP an. Die Amplitude verkleinerte sich in 12 Fällen, nur bei vier VPP wurde sie größer. Es fiel auf, daß das geschilderte Ansteigen bzw. Abfallen der Registrierkurven stets bei allen mit einer VP durchgeführten Versuchen gleichartig auftrat, also für die jeweilige VP spezifisch war. - Eine zusammenfassende Übersicht über diese Verhältnisse soll die Tabelle 8 geben.

Tabelle 8 : Reaktion der Registrierkurven gegenüber dem Blutdruck.

<u>Anzahl der VPP</u>	<u>Registrierkurve</u>	<u>Syst. und diast. Blutdr.</u>		<u>Bez.</u>
1	-	-	-	(a)
1	-	-	=	(b)
2	-	-	+	(c)
6	-	+	+	(d)
1	=	-	+	(e)
2	=	+	+	(f)
1	+	-	-	(g)
2	+	+	+	(h)

" + " = Anstieg, " - " = Abfall, " = " = keine Veränderung

Die Tabelle zeigt deutlich, daß die Registrierkurve nur in drei Fällen einwandfrei mit den nach RRK gemessenen Blutdruckschwankungen übereinstimmt (a,h). Bei drei weiteren VPP deckt sich ihr Verhalten nur mit dem systolischen Blutdruck (b,c), während sie bei sieben VPP gegenteilig reagiert (d,g). Über drei Fälle (e,f) kann nichts ausgesagt werden.

Die nur in drei von 16 Fällen (und in drei weiteren bedingt) originalgetreue Wiedergabe der Blutdruckänderungen beim Badebeginn, läßt die Registriermethode zumindest für unsere Badeversuche leider unbrauchbar erscheinen, obwohl im Ruhezustand eine relativ brauchbare Blutdruckaufzeichnung möglich erscheint, wie z.B. aus den Abb.15a und 15b (S.63) hervorgeht. Auf der Suche nach Gründen hierfür zogen wir zunächst Schwankungen des Manschetten- und Fe-

lottenvolumens (s. Abb. 3, S. 19) in Betracht. Als Ursachen hierfür konnten Undichtigkeiten der Verschlusshähne und Luftblasenbildung durch experimentelle Prüfung und auf Grund dauernder Überwachung der Anlage ausgeschlossen werden. Temperaturschwankungen in Größenordnungen, die das Manschetten- und Pelottenvolumen beeinflussen könnten, konnten wir nicht feststellen (s. S. 89). Desgleichen scheiden Änderungen der Elastizitätsverhältnisse im Übertragungssystem bei den relativ kleinen Blutdruckamplituden aus, wie im Folgenden noch ausgeführt werden wird (s. S. 89).

Die wahrscheinlichste Ursache für das Mißlingen der Registrierung dürfte in unregelmäßigen Volumenschwankungen des Unterarmes zu suchen sein. Es ist ohne weiteres zu verstehen, daß Volumenänderungen des Unterarmes ein mehr oder weniger festes Anliegen der Manschette, bzw. Aufliegen der Pelotte bewirken können. Wir hatten nicht mehr die Möglichkeit, exakte und langwierige plethysmographische Untersuchungen am Unterarm durchzuführen, insbesondere beim Übergang aus der Ruhelage ins Bad (=Eintauchen), die möglicherweise eine Erklärung hätten bringen können. Es wäre wohl auch nicht möglich gewesen, einen Plethysmographen an dem Arm anzubringen, an dem bereits die Blutdruckmanschette lag. Wir suchten uns deshalb auf andere Art zu behelfen: Zunächst führten wir einige blinde Eintauchversuche durch, unter den üblichen Bedingungen, jedoch ohne Wasserfüllung der Wanne; dabei blieben deutliche Effekte aus, d. h. die Schwankungen der Registrierung blieben in der üblichen von den Versuchen in der Ruhelage gewohnten Breite. Dadurch wird die Vermutung einer Volumenänderung beim Bade erhärtet. Wir verfügen allerdings nicht über eine so große Zahl von Trockenversuchen, daß wir sie zu absolut stichhaltigen Vergleichen mit den Eintauchversuchen heranziehen können.

Durch venösen Abfluß möglicherweise verursachten Volumenänderungen versuchten wir durch eine Stauung am Unterarm mittels einer auf 40 bzw. 60 mmHg aufgepumpten Blutdruckmanschette entgegenzutreten. Nachdem wir bei mehreren Bade- und Blindversuchen auf keine bemerkenswerten Veränderungen der Registrierkurve gestoßen waren, stellten wir die Versuche in dieser Richtung wieder ein.

Wie schon erwähnt (S. 21), mußte die Manschette vor dem Eintauchen

etwa 15min lang unter dem nötigen Vordruck um die Pulsstelle gelegen haben. Dann mußte der Vordruck, der während dieser Zeit meist um etwa 10mmHg abgesunken war, nachreguliert werden; er bleibt aber dann konstant, wie wir durch geeignete Versuche beweisen konnten. Ein Sinken des Vordruckes führt selbstverständlich zu einem gleichmäßigen Absinken der Registrierkurve in ihrer Gesamtbreite zum unteren Filmrand hin. Auch diese Erscheinung dürfte im Sinne einer durch das Anlegen der Manschette bedingten Volumenabnahme des Unterarmes zu verstehen sein.

Es soll nun ein Versuch geschildert werden, bei dem wir mit Hilfe des an der Manschette angebrachten Manometers versuchten, Volumenschwankungen zu messen. Während eines der üblichen Badeversuche wurde der Hahn H_1 (Abb.3, S.19) offen gelassen, dafür wurde die Schlauchleitung distal von der Abzweigung zum Manometer abgeklemmt. Da sich die während der Kammerystole ausgelösten Druckstöße über die im Manschettenraum M befindliche Wasserfüllung nun auch auf das Manometer übertrugen, pendelte dessen Zeiger - bei einem eingestellten Manschettenvordruck von 65mmHg (Pelotte 75mm Hg) - zwischen 60 und 70mmHg vor und nach dem Tauchen und sank während des Einsenkens um etwa 10mmHg ab, gleichzeitig mit einem nicht sehr stark ausgeprägten Abfall der Registrierkurve. Dies wäre ein Beweis für eine kurzfristige Volumenabnahme des Armes beim Eintauchen, und eine Erklärung für die Fälle, bei denen die Registrierkurve sank (s.Tab.8, S.74), nicht dagegen für die anderen; dem stehen jedoch nicht unerhebliche Zweifel an der korrekten Ablesung des mit Herzfrequenz pendelnden Manometerzeigers gegenüber. Hinzu kommt eine relativ große Fehlerbreite des verwendeten Manometers (Hysterese), sowie vor allem die Tatsache, daß in die Meßstrecke ein keineswegs völlig starrer PVC-Schlauch eingeschaltet war. Demnach gelang uns durch diese Methoden keine einwandfreie Klärung des Volumenverhaltens am Unterarm bei unseren Versuchen.

Es sei schließlich noch auf eine weitere Erscheinung hingewiesen, die wir bei allen Badeversuchen beobachten konnten: Während einer Zeit von 1-10min nach dem Eintauchen stieg die Registrierkurve in ihrer ganzen Amplitudenbreite gegenüber der Ruhekurve vor dem Einsenken kontinuierlich an, oft über den oberen Filmrand hinaus; ein solches Verhalten trat unabhängig von einem Abfallen oder

starken Ansteigen der Kurve während der ersten Minute des Bades auf (s. Abb. 22a und 22b, S. 72 und Tab. 8, S. 74).

Neben den kreislaufbedingten Änderungen als mögliche Ursachen für die unregelmäßigen Schwankungen der Registrierkurve kann aber auch noch ein muskuläres Geschehen, das ebenfalls Volumenänderungen verursacht, dafür verantwortlich sein. Es ließe sich durchaus denken, daß sich beim Eintauchen ins Bad der Tonus der Muskulatur, speziell derer des Unterarmes, ändert und sich das Gleichgewicht zwischen Agonisten und Antagonisten verschiebt, um sich neu einzustellen. Solche Vorgänge dürften durchaus in der Lage sein, die Vorspannung der Manschette und damit den Auflagedruck der Pelotte zu beeinflussen. Das von den VPP allgemein als angenehm empfundene Gefühl des "Versinkens in den Fluten" (auch der Unterarm wird in seinem proximalen Teil mit eingetaucht) kann durchaus als Ursache für Tonusänderungen in Betracht kommen. Zur Differenzierung sei gesagt, daß nur plötzliche, maximal 1sec dauernde Muskelbewegungen (Fingerbewegungen) auf der Kurve ohne weiteres als Kunstprodukte erkennbar sind. Wir stellten einen Versuch an, mit dem wir die vermuteten Muskelaktionen elektromyographisch festhalten wollten. Sein Ergebnis zeigt Abbildung 21 (S. 70). Zwischen Manschette und Arm brachten wir je eine Hautelektrode über den Streckern (=unterer Kanal) und den Beugern bzw. Beugeschnen in der Nähe der A. radialis an und registrierten die Aktionsströme mit einem DISA-Elektromyographen. Der Papiervorschub betrug 2,5mm/sec. Die regelmäßig auftretenden positiven Spitzen rühren vom EKG her. Während beide Kurven in Ruhe vor dem Einsenken sehr gleichförmig verlaufen, zeigt sich während der ersten 10sec vom Beginn des Einsenkens an gerechnet (=durch senkrechte Linie gekennzeichnet), eine stärkere elektrische Aktivität, deren Ausdrucksform sich auf der Beuge- und Streckseite durchaus voneinander unterscheidet und möglicherweise unserer Vermutung recht gibt. (Wir verfügten über keine Erfahrungen hinsichtlich Registriertechnik und Auswertung in der Elektromyographie und müssen es bei diesem Beispiel bewenden lassen, da wir nicht mehr die Möglichkeit hatten, weiter Versuchserfahrungen zu sammeln.)

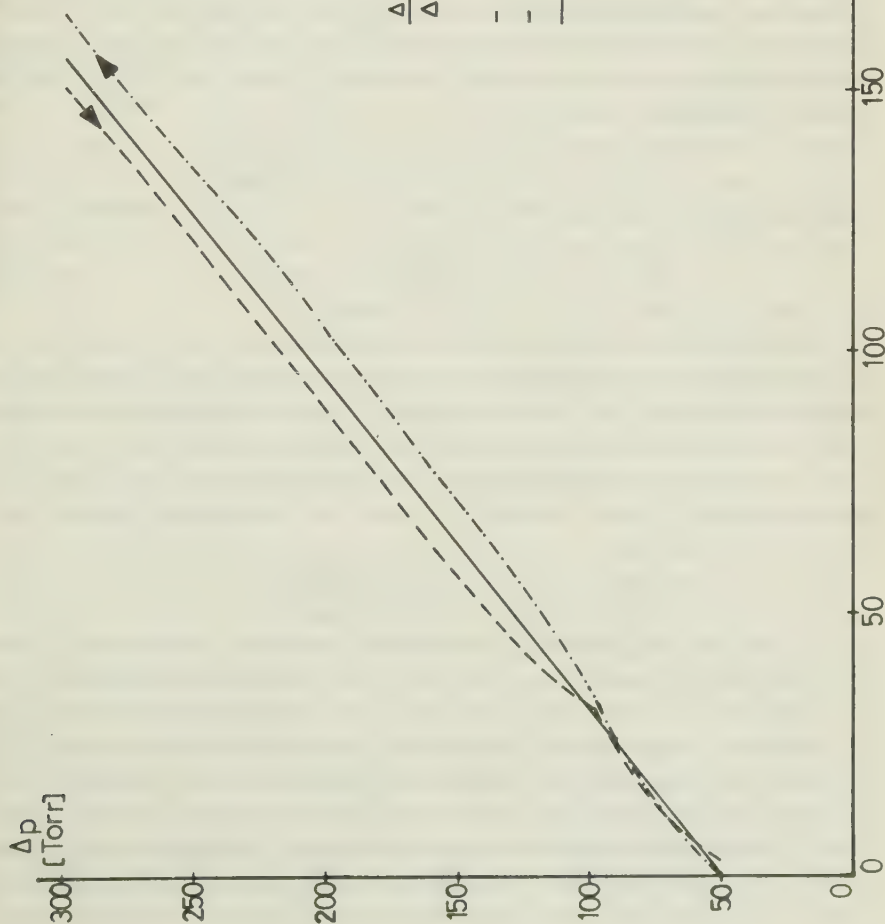
Dieser nur angedeutete Weg könnte zusammen mit einer plethysmographischen Analyse die völlige Klärung der unregelmäßigen Schwankun-

gen auf der Registrierkurve bringen, die eventuell noch durch eine blutige Registrierung des Blutdruckes zu ergänzen wäre.

Es soll nun weiter auf die Armmanschette eingegangen werden. In einer Reihe von Vorversuchen mußten wir klären, inwieweit durch ihre Eigenschaften die Versuchsergebnisse, d.h. die Registrierkurve verfälscht werden. Dies könnte außer den geschilderten, vorwiegend kreislaufbedingten Ursachen geschehen 1. durch elastische Verformung, d.h. Nachgeben von Gehäuse, Manschetten- und Pelottenraum sowie Flexiglasmembran unter Einwirkung des Druckes, 2. durch Ausdehnung oder Schrumpfung der genannten Teile sowie des zur Füllung verwendeten Wassers bei Temperaturänderungen, 3. durch Änderung des Füllungsvolumens aus einem der beiden Gründe; schließlich mußte daran gedacht werden, daß auch der induktive Wegaufnehmer und der Verstärker nicht linear arbeiten könnten.

Zunächst prüften wir, in welcher Form die photokymographische Aufzeichnung durch Druckschwankungen beeinflußt wird. Im Idealfall müßte eine lineare Steigerung des Druckes im Pelottenraum durch den Photokymographen linear wiedergegeben werden können. Wir trafen dazu folgende Versuchsanordnung: Die Blutdruckmanschette (Abb. 1b, S.13) wurde nicht um den Arm, sondern um ein Armmodell, eine Glasflasche, geschnallt. Den Vordruck im Manschettenraum brachten wir auf 70mmHg wie bei den Badeversuchen; er sank während des geschilderten Versuches nur um 2mmHg. Die Drucke im Pelottenraum wurden variiert, und zwar von 50-340mmHg. Diese Druckänderungen registrierten wir mit dem Photokymographen, ihre Höhe maßen wir mit einem genauen Lineal ab. Die durch den Druck von 50mmHg erzeugte Linie wurde als Nulllinie angenommen. Um die gesamte Breite der Ausschläge auf dem Film festhalten zu können, wurde die Verstärkung auf M 5000 zurückgeschaltet (s.S.22). Die ermittelten Werte wurden aus Gründen der Einheitlichkeit auf M 2000 umgerechnet. Die Abbildung 23 gibt drei Kurven wieder, die eine zeigt die Größe des Ausschlages bei zunehmendem, die andere bei abnehmendem Druck, die dritte (stark ausgezogene) Kurve stellt den Mittelwert dar. Das Abweichen der Kurven voneinander zeigt, daß in gewissem Umfang Hysteresis auftritt: Man muß sich vorstellen, daß die Membran bei zunehmendem Druck nach außen gewölbt wird; infolge ihrer Materialbeschaffenheit bleibt die Wölbung nach außen auch bei Re-

Beziehung zwischen Stei-
gerung des Druckes im
Pelottenraum (Δp) und
Höhe des Ausschlages auf
der Registrierkurve (mm).
(Meßbereich 2000)



$$\frac{\Delta p}{\Delta A} = \frac{1,6 \text{ (Torr)}}{1 \text{ (mm)}} ; (7)$$

- . - . - = steigende Drucke
- - - - - = fallende Drucke
- = Mittelwert aus beiden Kurven

duzierung des Druckes, der sie verursacht hat, in ganz geringem Maße bestehen. Für unsere Untersuchungen können die Hystereseerscheinungen durch die Mittelwertsbildung ausgeglichen werden. Die Temperatur zwischen Flasche und Pelotte registrierten wir mit einem Thermofühler, der an einen automatischen Temperaturschreiber angeschlossen war. Sie schwankte zwischen 30,5 und 30,6°C (s. auch S. 93). Damit sind für diesen Versuch, der 27 min dauerte, temperaturbedingte Störungen im Übertragungsmechanismus ausschließbar. Die Raumtemperatur wurde konstant auf etwa 30°C gehalten, auch schon eine geraume Zeit vor Beginn des Versuches, um eine gleichmäßige Durchwärmung von Manschette, Wasserfüllung und Flasche zu erreichen. Die Mittelwertskurve (Abb. 23, S. 79) zeigt einen im wesentlichen linearen Verlauf, auch im Bereiche zwischen ca. 70 und 150 mmHg, auf den es bei unseren Messungen ankam. Für M 2000 ergibt sich eine Empfindlichkeit von

$$\frac{\Delta p}{\Delta A} \text{ für } p > 100 \text{ Torr} = \frac{1,60 \text{ (Torr)}}{1 \text{ (mm)}}, \quad (7)$$

oder auf den von uns meist verwendeten M 200 umgerechnet:

$$\frac{\Delta p}{\Delta A} = \frac{0,160 \text{ (Torr)}}{1 \text{ (mm)}}; \quad (8)$$

Δp = Druckdifferenz in der Pelotte (mmHg),

ΔA = Höhe des Ausschlags auf dem Film in (mm).

Aus der Gleichung (8) folgt, daß sich für die Aufzeichnung einer Blutdruckamplitude von beispielsweise 50 mmHg im M 200 auf dem Film eine Ausschlagsbreite von etwa 312 mm ergeben müßte. Die tatsäc h l i c h registrierten Größen betrugen aber nur etwa 1/10 dieses Wertes; demnach ergäbe sich für die Registrierung am Menschen die Beziehung

$$\frac{\Delta p}{\Delta A} = \frac{50}{31,2} = \frac{1,60 \text{ (Torr)}}{1 \text{ (mm)}}. \quad (9)$$

Die an der zur Pulsfühlung üblichen Stelle ankommenden Druckstöße sind also auf ihrem Weg von der A. radialis über das Gewebe bis zur Haut, wo sie getastet, manchmal auch gesehen werden können, um etwa 90% abgeschwächt worden. Auf Grund dieser Tatsachen kann behauptet werden, daß die von uns angewandte Art der indirekten unblutigen fortlaufenden Blutdruckregistrierung die in der A. radialis vorherrschenden Drucke nicht in ihrer absoluten Höhe, sondern in einem wechselnden relativen Verhältnis zu ihr wiedergibt.

Ein Beispiel soll zur Verdeutlichung dienen: Auf der in Abb.15a (S.63) abgebildeten Ruheversuchskurve, die bei M 200 gewonnen wurde, beträgt der erste Blutdruckwert 115/70. Die Amplitudenhöhe in der Originalkurve beträgt 23,5mm. Es gilt also nach (9)

$$\frac{\Delta p}{\Delta A} = \frac{45 \text{ (Torr)}}{23,5 \text{ (mm)}} = \frac{1,91 \text{ (Torr)}}{1 \text{ (mm)}} . \quad (10)$$

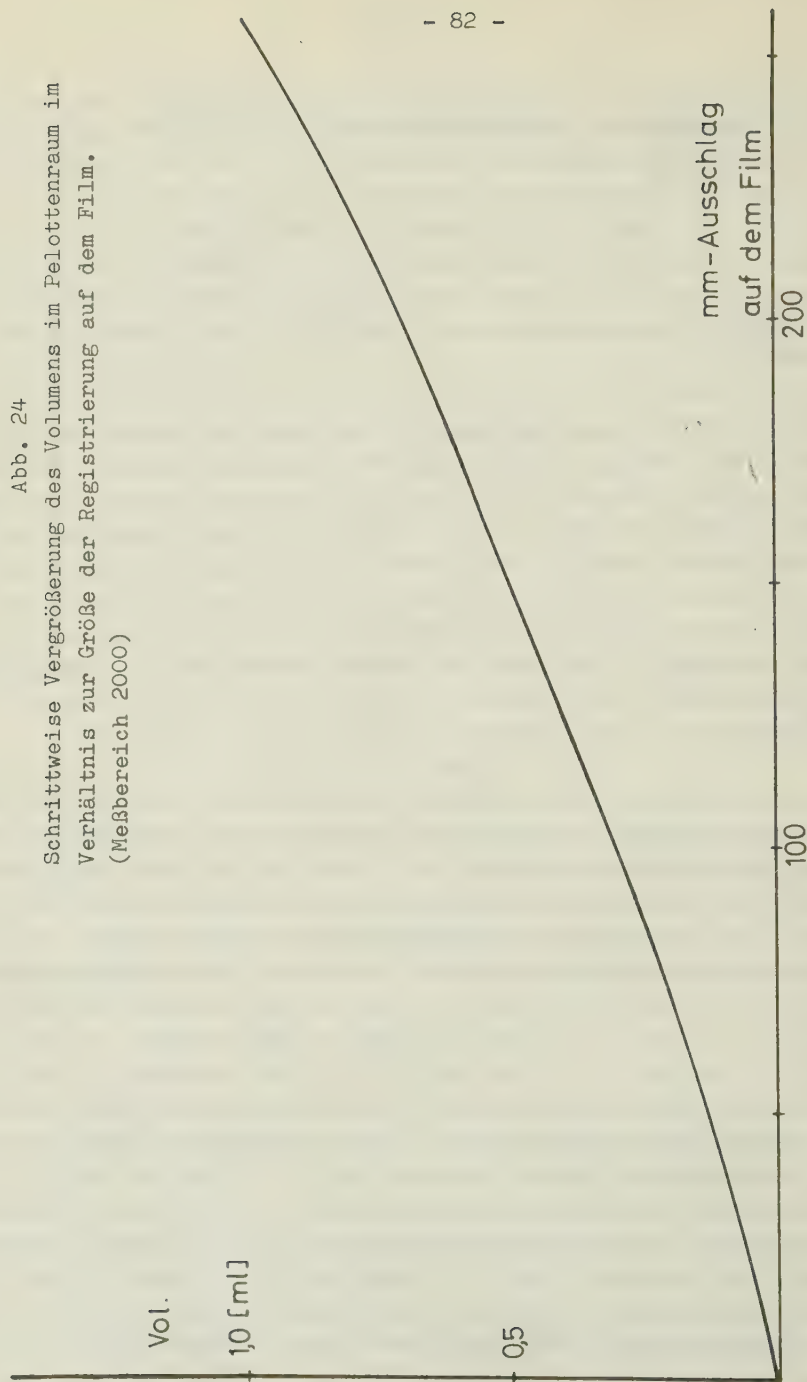
(Der Wert von 1,60Torr im Zähler von (9) stellt nur einen Mittelwert dar, Abweichungen von ca. $\pm 0,5$ Torr finden sich in allen Kurven (s.S.71).)

Die für den Menschen angenommene Beziehung (9), gültig für M 200, darf jedoch nur als Annäherungs- oder Orientierungswert aufgefaßt werden, der sich von VP zu VP erheblich unterscheidet, ja manchmal auch bei der gleichen VP beim gleichen oder bei verschiedenen Versuchen anders ausfällt. Wie schon erwähnt (S.22) registrierten wir in den Meßbereichen 200, 100 und 500, das entspricht einer etwa 10-, 20- oder nur 4-fachen Steigerung der Verstärkungsempfindlichkeit gegenüber M 2000 bzw. der für das Modell im M 200 geltenden Beziehung (8). - Auf den Frequenzgang der Anordnung wird an einer späteren Stelle eingegangen werden (s.S.97).

Zur einwandfreien und verlustlosen Übertragung der an der Pulsstelle wahrnehmbaren Druckstöße auf die Membran und den mit ihr starr verbundenen Tauchanker TA (s.Abb.3, S.19) ist ein System zu fordern, dessen Elastizitätsmodul unendlich groß ist (MATTHES (22)), d.h. ein völlig unelastisches Übertragungssystem, was natürlich nicht realisiert werden kann. Deshalb muß ein gewisser Anteil der im vorigen Abschnitt geschilderten Dämpfungserscheinungen auch auf die Elastizität des Übertragungssystemes (=Pelotte + Wasser + Membran + Gehäuse) und auf - allerdings vernachlässigbare - Reibungskomponenten zurückgeführt werden. Zur Untersuchung der elastischen Verhältnisse im Übertragungssystem wurde das sonst durch die Hähne H₂ und H₃ (s.Abb.3, S.19) im Pelottenraum PR gänzlich abgeschlossene Wasserfüllungsvolumen schrittweise vergrößert (Abb.24, S.82), die dadurch entstehenden Druckänderungen wurden registriert und zur Größe der Volumenänderungen graphisch in Beziehung gebracht. Wir trafen folgende Versuchsanordnung: Wie bereits geschildert wurde die Blutdruckmanschette wieder auf eine Glasflasche geschnallt; zwischen Pelotte und Glas brachten wir ei-

Abb. 24

Schrittweise Vergrößerung des Volumens im Pelottenraum im
Verhältnis zur Größe der Registrierung auf dem Film.
(Meßbereich 2000)



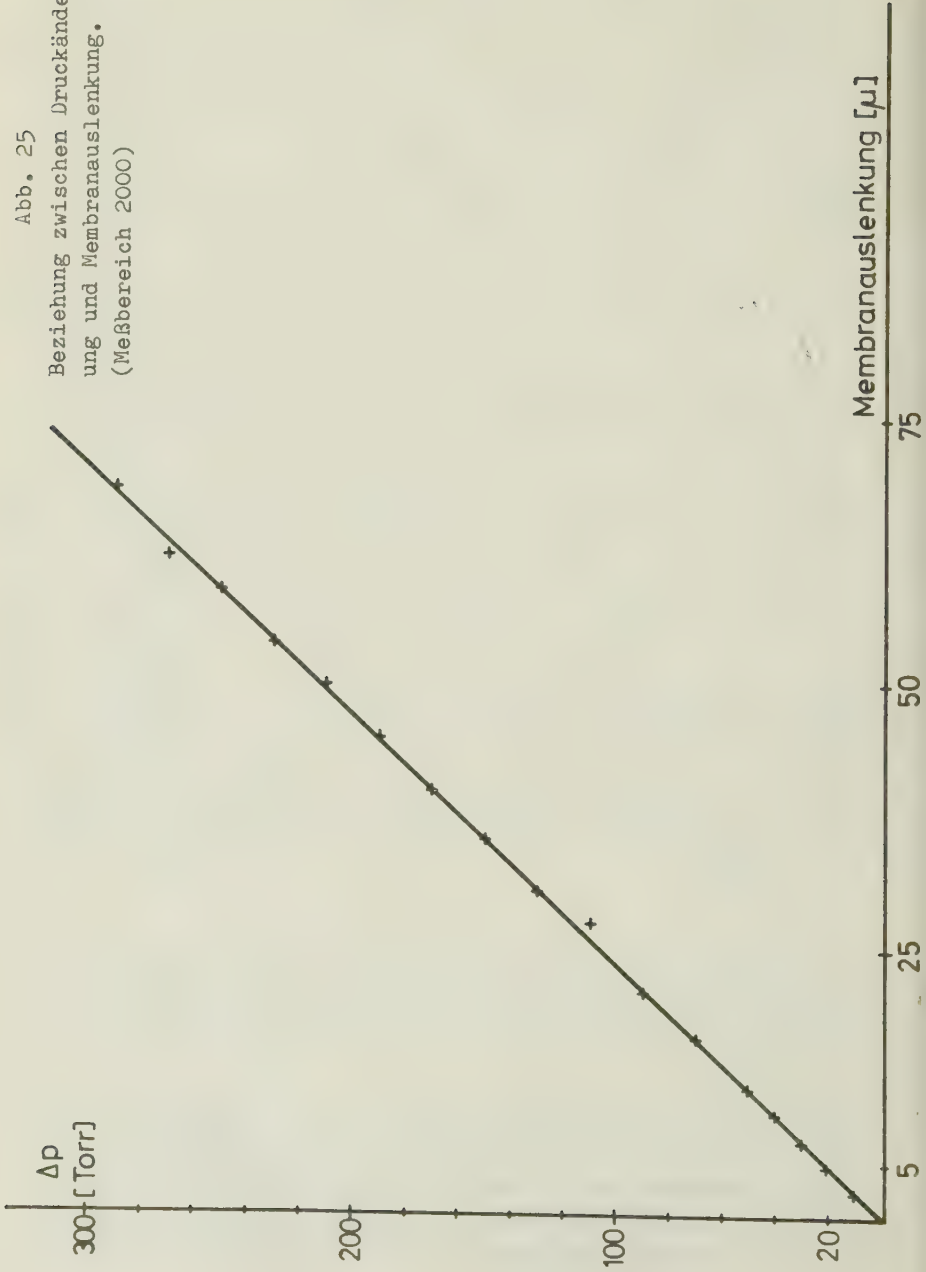
nen Temperaturfühler an. Die Raumtemperatur hielten wir auf ca. 30°C , die relative Luftfeuchtigkeit auf 40%. Die im allgemeinen benützte Versuchsanordnung (Abb.3, S.19) änderten wir jedoch etwas ab: Die Rekordspritze RS übernahm die Funktion des Wasservorratsgefäßes VG (Füllung des Manschetten- und Pelottenraumes) zusätzlich zu ihrer Aufgabe als Vordruckerzeuger. Der PVC-Schlauch an Hahn H_3 wurde abgenommen; stattdessen brachten wir daran eine Tuberkulinspritze von 1ml Fassungsvermögen an. Völlige Abdichtung ohne eine merkbare elastische Komponente erreichten wir mit Siegelack als Verbindungskitt zwischen Hahn H_3 und Tuberkulinspritze. An dieser befestigten wir noch einen feststellbaren Feintrieb, der es uns ermöglichte durch behutsames Einschieben des Kolbens das Volumen im Pelottenraum PR in Abständen von 0,1ml schrittweise zu steigern bzw. zu reduzieren. Die dadurch entstandenen Druckschwankungen registrierten wir wieder mit dem Photokymographen, da die Messung mit einem Manometer zu ungenau gewesen wäre. Außerdem konnten wir auf diese Art vorher gewonnene Aufzeichnungen verschiedener Drucke zu den durch Volumenänderung entstandenen Druckkurven in Beziehung bringen und miteinander vergleichen (Abb.23, 24 und 26, S.79, 82 und 86). Der Vordruck im Manschettenraum und der Ausgangsdruck im Pelottenraum betrugen zu Versuchsbeginn je 70mmHg, waren am Ende allerdings um 10mmHg abgesunken, eine Tatsache, die höchstwahrscheinlich auf einen Hystereseeffekt zurückgeführt werden muß, da das gesamte System völlig dicht war. Die Ergebnisse wurden wieder vom verwendeten M 5000 auf M 2000 umgerechnet. Wir führten zwei derartige Versuche hintereinander durch, von denen wir die Mittelwerte aus je zwei Reihen zu- und abnehmenden Volumens errechneten.

Die gemessenen Temperaturen unter der Pelotte bewegten sich beim ersten Versuch zwischen $29,70$ und $30,15^{\circ}\text{C}$, beim zweiten zwischen $29,55$ und $29,70^{\circ}\text{C}$, fallen also im Sinne einer ausdehnungsbedingten Volumenänderung nicht ins Gewicht.

Die Abbildung 24 gibt diesen "Volumenversuch" graphisch wieder. An der Ordinate wurde die schrittweise Volumensteigerung um je 0,1 ml, an der Abszisse der dadurch erzeugte Ausschlag auf dem Film aufgetragen. Aus der abgebildeten Kurve kann leicht ersehen werden, daß die Ausschlagsgröße auf dem Film, und damit die Membran-

Abb. 25

Beziehung zwischen Druckänderung und Membranauslenkung.
(Meßbereich 2000)

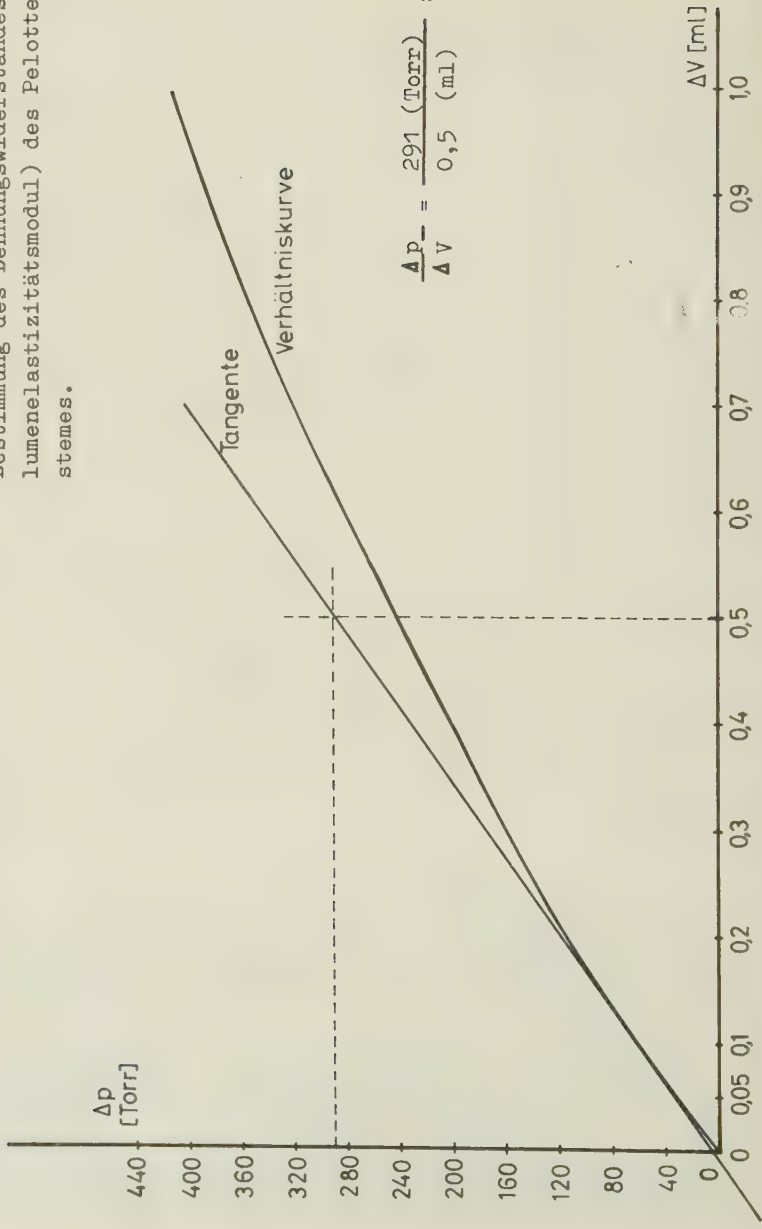


auslenkung, bei jedem Schritt der Volumensteigerung kleiner wird. Der Schritt von 0,0-0,1ml verursacht z.B. einen Ausschlag von 39 mm, der von 0,9-1,0ml nur noch 17mm, also etwas weniger als die Hälfte. Das bedeutet für die Praxis, daß geringe Druckschwankungen auf dem Registrierfilm relativ größer erscheinen als sehr große Druckdifferenzen, wie sie beispielsweise die gewaltsame Vergrößerung des Pelottenvolumens um 1,0ml, das sind etwa 7,7% des gesamten Pelottenvolumens von ca. 13,0ml, darstellt. Diese Erscheinung ist durchaus von uns erwünscht, da die zu registrierende Blutdruckamplitude im allgemeinen höchstens etwa 60mmHg ausmacht; das entspräche einer Volumenzunahme von maximal 0,1ml oder 0,7% im Pelottenraum und wäre damit durchaus vertretbar. Die Tatsache, daß sich das Pelottenvolumen überhaupt vergrößern läßt, muß einerseits auf die Beweglichkeit bzw. Elastizität der Membran zurückgeführt werden, deren Auslenkung bei $\Delta p = 50$ Torr immerhin 12μ beträgt, was jedoch nur zu einer Vergrößerung des Pelottenraumes von $17 \cdot 10^{-3}$ ml führt, andererseits und zum größeren Teile auf das Nachgeben der Gummiteile (s. Abb. 3, S. 19), obwohl sie fest - jedoch nicht starr - um die Glasflasche gespannt sind. (Hierzu siehe auch Abb. 25, auf der die Beziehung zwischen Δp und Membranauslenkung wiedergegeben wird. Als Grundlage dienen die gleichen Versuchsergebnisse, auf denen auch Abb. 23, S. 79, basiert.) Diese sich bei steigendem Druck bzw. Volumen ergebenden Tatsachen erklären auch die um ca. 50% verminderte Aufzeichnungsempfindlichkeit bei dem Schritt von 0,9 auf 1,0ml in Abbildung 24 (S. 82), nachdem aus Abbildung 23 (S. 79) hervorgeht, daß ab $\Delta p = 70$ Torr die Verhältniskurve
$$\frac{\Delta p \text{ (Torr)}}{\Delta A \text{ (mm)}}$$
 linear verläuft.

In Abbildung 26 (S. 86) wird nun die Beziehung zwischen Δp (Ordinate) und ΔV (Abszisse) graphisch wiedergegeben, wobei allerdings zu beachten ist, daß ab 290Torr die Werte für Δp nach Abbildung 23 (S. 79) interpoliert wurden, da wir unsere Manschette wegen der Gefahr des Zerreißen der dünnen Gummipelotte keinem höheren Druck aussetzen wollten. Die Kurve verläuft in ihrem Beginn relativ steil, um dann im höheren Bereiche immer mehr abzuflachen. Dadurch werden die Ausführungen im vorigen Abschnitt bestätigt. In der Mitte des Bereiches der üblichen Blutdruckamplituden (bei etwa 20-40Torr) wurde an die Kurve eine Tangente gelegt, um für diesen

Abb. 26

Beziehung zwischen Druck und Volumen zur Bestimmung des Dehnungswiderstandes (=Volumenelastizitätsmodul) des Pelottensystems.



Teil einen linearen Verlauf anzunehmen. Es ergibt sich hieraus folgende Beziehung:

$$\frac{\Delta p}{\Delta V} = \frac{291 \text{ (Torr)}}{0,5 \text{ (ml)}}, \quad (11)$$

bzw. $E' = 0,8 \cdot 10^6 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-5}\text{)}. \quad (11g)$

Die Einführung des Volumenelastizitätskoeffizienten E' (=Volumenelastizität = Dehnungswiderstand) lehnt sich an das Lehrbuch von LANDOIS-ROSEMAN (17) an; er wurde als Vergleichsgröße bei der Abhängigkeitsbestimmung von Füllungsvolumen und Elastizitätsmodul C im Kreislaufsystem eingeführt. E' ist mathematisch die Steilheit der Tangente am pV -Diagramm. $1/E'$ gilt als Definition der Dehnbarkeit eines Systemes.

An dieser Stelle soll an Hand des obigen Beispieles auf die Umrechnung von "mmHg" bzw. "Torr" in die im CGS-System übliche Einheit "dyn" für eine Kraft hingewiesen werden, da diese auch in anderen Teilen der Arbeit angeführt wird.

$$\frac{\Delta p}{\Delta V} = \frac{291 \text{ (Torr)}}{0,5 \text{ (ml)}} = \frac{582 \text{ (Torr)}}{1 \text{ (ml)}}; \quad (11a)$$

$$= 582 \cdot 0,1 \text{ (cmHg} \cdot \text{ml}^{-1}\text{)}; \quad (11b)$$

$$= 582 \cdot 0,1 \cdot 13,6 \text{ (p} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{cm}^{-3}\text{)}; \quad (11c)$$

$$= 582 \cdot 0,1 \cdot 13,6 \cdot 981 \text{ (p} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec}^{-2} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{cm}^{-3}\text{)}; \quad (11d)$$

$$= 582 \cdot 0,1 \cdot 13,6 \cdot 981 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{cm}^{-3}\text{)}; \quad (11e)$$

$$= 582 \cdot 1334,16 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-5}\text{)}; \quad (11f)$$

$$= 0,8 \cdot 10^6 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-5}\text{)}. \quad (11g)$$

Zu (11c): "p" = pond; $13,6 \text{ (p} \cdot \text{cm}^{-3}\text{)} = \text{spez. Gewicht von Hg}$;

zu (11d): $1 \text{ dyn} = 1 \text{ (p} \cdot \text{cm} \cdot \text{sec}^{-2}\text{)}$, denn im normalen Schwerfeld der Erde wird auf die Masse von 1gr die Kraft von 980,665dyn ausgeübt (KOHLEAUSCH (21)).

Nach LANDOIS-ROSEMAN (17) beschreibt der Volumenelastizitätsmodul κ das elastische Verhalten der Volumeneinheit; es gilt folgende Beziehung:

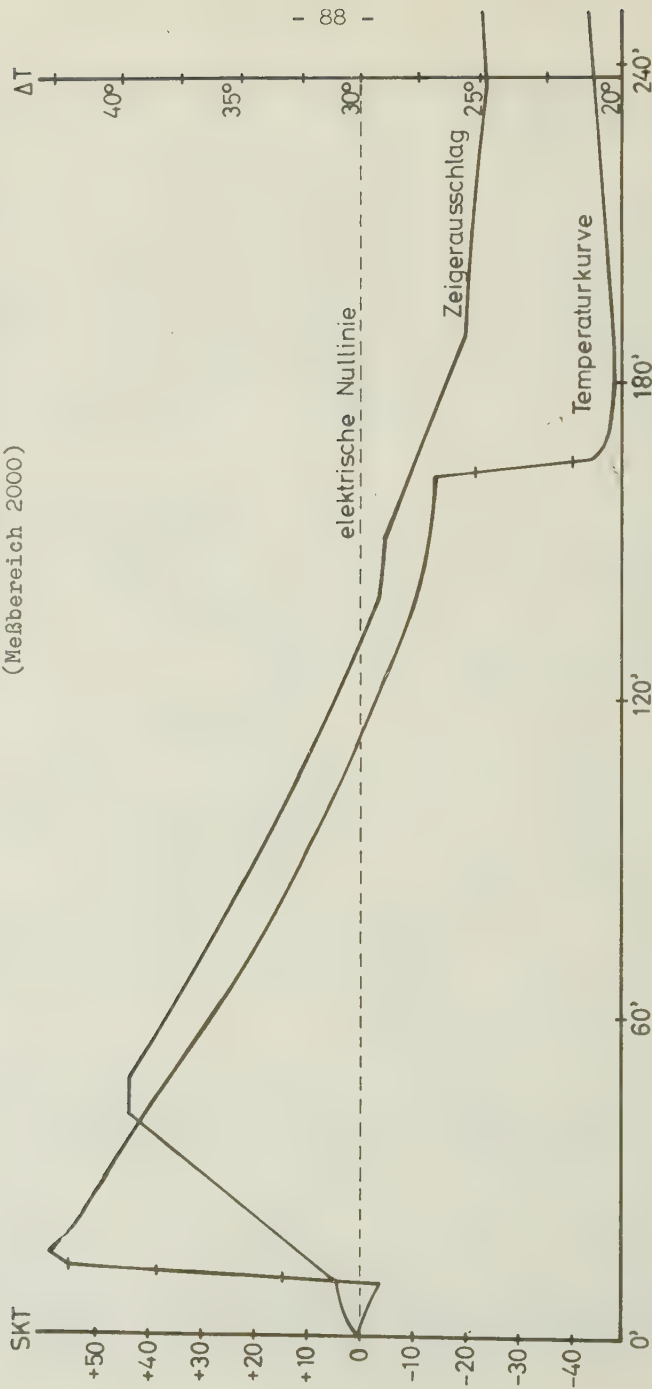
$$\kappa = E' \cdot V = \frac{\Delta p}{\Delta V} \cdot V \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-2}\text{)}. \quad (12)$$

Wird das Ergebnis der Berechnung (11g) in die Gleichung (12) eingesetzt, so ergibt sich für das Übertragungssystem ein Volumenelastizitätsmodul von

$$\kappa = 0,8 \cdot 10^6 \cdot 13 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{cm}^3\text{)}, \quad (12a)$$

Abb. 27

Abhängigkeit des Zeigerausschlages auf der
Skala des Trägerfrequenzmeßverstärkers von
Temperaturänderungen am Übertragungssystem.
(Meßbereich 2000)



$$\kappa = 10,4 \cdot 10^6 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-2}\text{)}, \quad (12b)$$

oder technisch ausgedrückt, ein Elastizitätsmodul von

$$C = \text{ca. } 10,4 \text{ (kp} \cdot \text{cm}^{-2}\text{)}, \quad (13)$$

$$C = 0,104 \text{ (kp} \cdot \text{mm}^{-2}\text{)}. \quad (13a)$$

Diese geringe Elastizität des Übertragungsmechanismus dürfte genügen, um zu beweisen, daß Übertragungsstörungen infolge elastischer Deformation des Pelottensystemes auszuschließen sind.

Nach der Untersuchung der Druck-, Volumens- und Elastizitätsverhältnisse am Übertragungssystem mußte noch festgestellt werden, in welchem Umfange Temperatureinflüsse die Übertragungsgenauigkeit beeinflussen können, da dadurch bedingte Volumenschwankungen oder Spannungsänderungen zu einem Ansteigen, Absinken oder auch unregelmäßigem Schwanken der Registrierkurve auf dem Film führen könnten. Zur Herbeiführung künstlicher Temperaturschwankungen trafen wir folgende Versuchsanordnung: Wie bereits verschiedentlich geschildert wurde die Manschette wieder um eine Glasflasche geschnallt. Zwischen Flaschenwand und Pelotte brachten wir einen elektrischen Thermofühler an, der die Aufgabe hatte, die auf die Pelotte und damit auf das Übertragungssystem einwirkenden Temperaturen anzuzeigen und durch Punktschreibung aufzuzeichnen. Die Flasche konnte durch ein zu- und abführendes Schlauchsystem mit Wasser verschiedener Temperatur gefüllt werden, die mit einem Hg-Thermometer kontrolliert wurde. Die Raumtemperatur hielten wir auf ca. 22°C. Am TMV wählten wir M 2000. Die Ausgangsdrucke im Manschetten- und Pelottenraum stellten wir auf 70mmHg ein. Die Gesamtlaufzeit des Versuches erstreckte sich über 250 Minuten.

Die Abbildung 27 zeigt das Verhalten der Temperatur und die synchron damit aufgezeichneten Ausschlagsgrößen am TMV, die Rückschlüsse auf die Membranauslenkung, und damit auf Druck-Volumenänderungen im Pelottenraum zulassen. Als Ausgangstemperatur beim Beginn des Versuches wurde ein Wert von 30°C zwischen Pelotte und Flaschenwand gewählt. Der ihm entsprechende Ausschlag an der Skala des TMV wurde als Nullpunkt bzw. Nulllinie angenommen und abgeglichen.

(Es ist zu beachten: Die im Folgenden verwendete Bezeichnung "SKT" bedeutet "Skalenteile" am TMV (=Trägerfrequenzmeßverstärker); die

Abb. 28
Beziehung zwischen Zeiger-
ausschlag (SKT) am Träger-
frequenzmeßverstärker und
Ausschlagsgröße auf dem
Film. (Meßbereich 2000)

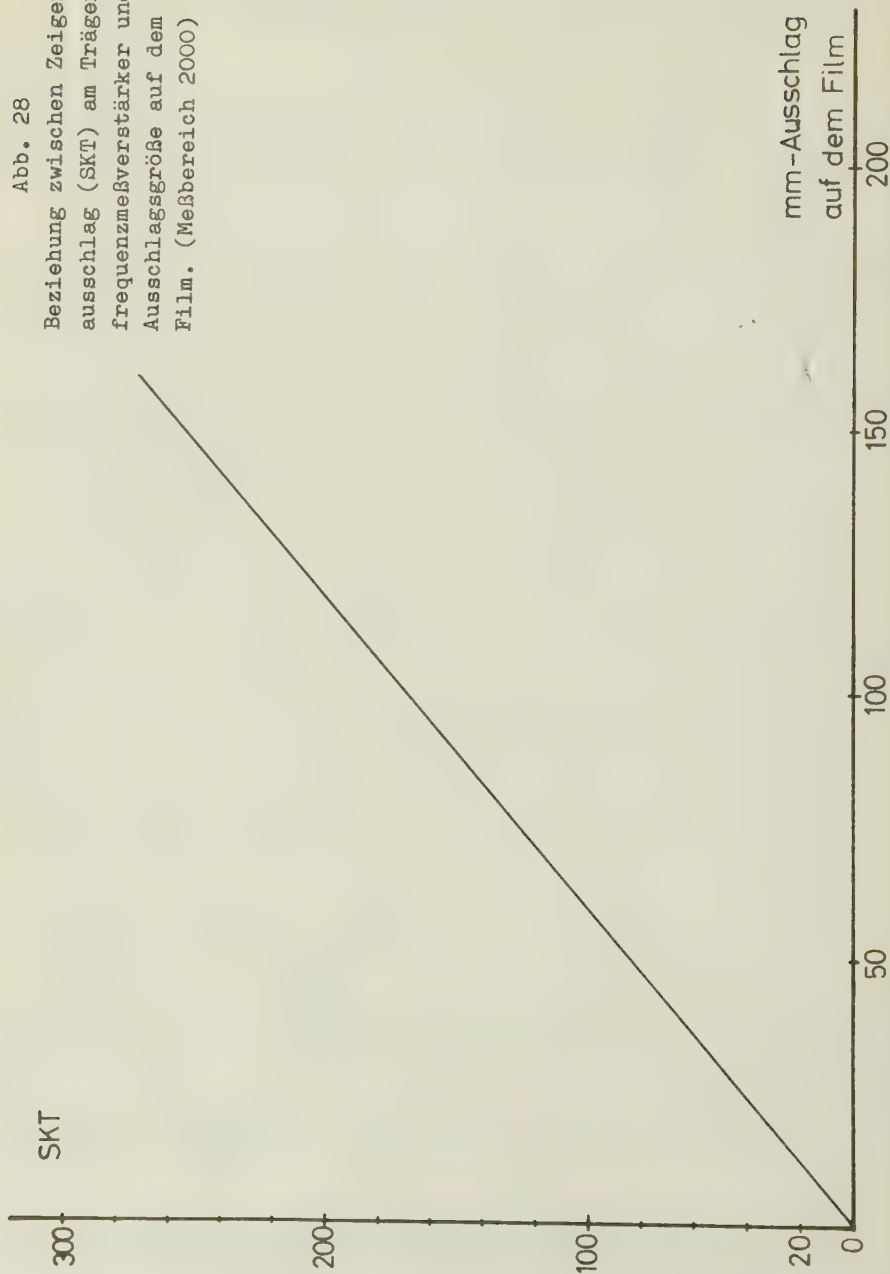
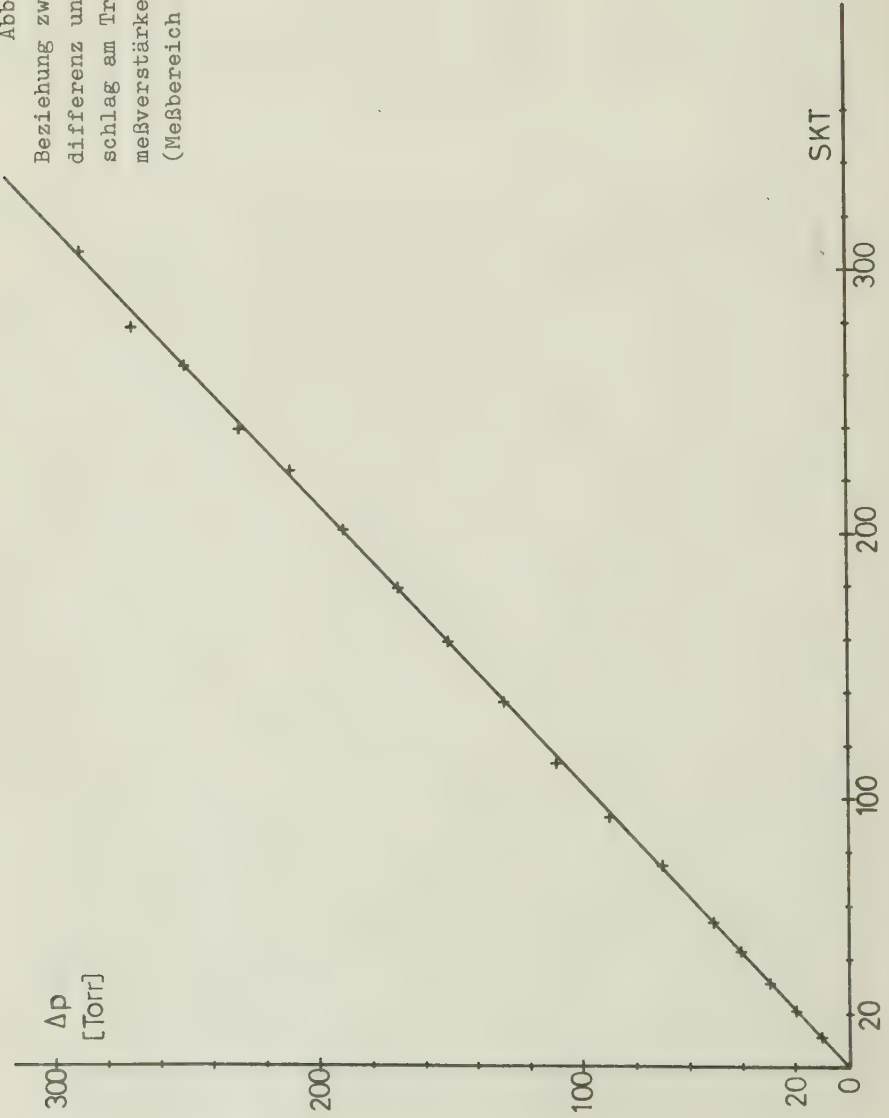


Abb. 29

Beziehung zwischen Druck-
differenz und Zeigeraus-
schlag am Trägerfrequenz-
meßverstärker.
(Meßbereich 2000)



betrachtet werden; diesem Abschnitt kann folgende Beziehung entnommen werden;

$$\Delta 6,9^{\circ}\text{C} = \Delta 32 \text{ SKT bei Meßbereich 2000,} \quad (14)$$

$$\text{bzw.} \quad \Delta 1,0^{\circ}\text{C} = \Delta 4,63 \text{ " " " " ;} \quad (14a)$$

dies bedeutet, daß eine Temperaturdifferenz von 1°C im M 2000 eine Abwanderung von 4,63 SKT verursacht, oder, anders ausgedrückt, eine Druckänderung von 4,35Torr bzw. ein Abweichen der Registrierkurve von der Nulllinie auf dem Film von 2,72mm (s.S.91). Diese Abweichungen zeigen, wie bedeutsam die Einhaltung einer konstanten Raumtemperatur für eine exakte Versuchsdurchführung ist; selbstverständlich muß also der Versuchsraum, und damit namentlich auch die Blutdruckmanschette, zum langsamen Angleich der Temperatur des Übertragungssystemes, mindestens eine Stunde vor Versuchsbeginn auf eine gleichmäßige Temperatur gebracht worden sein (s.S.10 und 28).

Bei dem auf S.78 beschriebenen Versuch, der die Grundlage für die Abbildung 23 (S.79) bildet, betrug die Temperaturdifferenz nur $0,1^{\circ}\text{C}$; demnach dürfen für diesen Versuch temperaturbedingte Fehler ausgeschlossen werden.

Erfolgt dagegen die Registrierung im M 200 - wie es bei unseren Badeversuchen meist der Fall war -, würde eine Temperaturänderung von 1°C bereits eine Abwanderung von ca. 46SKT oder 27mm-Ausschlag bedeuten, während Δp natürlich bei 4,35Torr bliebe. Da jedoch die dynamische Empfindlichkeit der Registrierung am Menschen nur etwa $1/10$ von der am Flaschenmodell beträgt (S.80), können bei der Auswertung der Registrierkurven auch nur ca. 2,7mm Abweichung pro 1°C veranschlagt werden, da die Empfindlichkeit ja nur 1,6Torr/mm (9) (S.80) beträgt; diese Abweichung fällt jedoch nicht ernstlich ins Gewicht.

Auf Grund dieser theoretischen Überlegungen führten wir nun zwei Versuche in vivo durch. Die Blutdruckmanschette wurde wie üblich am linken Arm der VP befestigt; wir brachten jedoch zwischen Pelotte und Haut einen elektrischen Temperaturfühler an, da wir den Temperaturverlauf während eines Badeversuches und eines Blindversuches überprüfen wollten. Bei diesem wurde dieselbe VP verwendet und wie üblich auf den Versuch vorbereitet; die Wanne wurde ge-

füllt, die VP jedoch nicht gebadet. Auf diese Art sollte ermittelt werden, ob die durch das in der Wanne befindliche warme Wasser hervorgerufene Strahlungswärme in der Lage ist, auf die über der Wasseroberfläche ruhende VP und auf den Registriermechanismus einzuwirken, ferner, wie die Temperaturverhältnisse bei einer zum Badeversuch vorbereiteten VP beschaffen sind. Demgegenüber sollte der Bade- bzw. Eintauchversuch zeigen, wie sich beim Bade die Temperaturverhältnisse an der Meßpelotte verhalten.

Wir konnten nun beim Ruheversuch, bei dem die Übertragungsmanchette 22min lang angelegt war, nur ein Absinken der Temperatur um $0,3^{\circ}\text{C}$ von $34,6^{\circ}\text{C}$ auf $34,3^{\circ}\text{C}$ feststellen. Die gleichzeitig aufgezeichnete Registrierkurve zeigt einen völlig unauffälligen Verlauf, sodaß eine Wärmestrahlungswirkung auf das Registrier-system ausgeschlossen werden kann, zumal die Temperatur am Fühler fällt und nicht etwa steigt. - Beim Badeversuch lag die Manschette insgesamt 45min lang an. Während einer Einspielzeit von 42min schwankte die Temperatur zwischen $32,8^{\circ}\text{C}$ und $34,4^{\circ}\text{C}$, um dann bei $33,6^{\circ}\text{C}$ stehen zu bleiben. Sie blieb auch während der Füllung der Wanne auf $37,0^{\circ}\text{C}$ (Raumtemperatur ca. 30°C) bis zum Beginn des Bades während weiterer 16min konstant auf $33,6^{\circ}\text{C}$. Nach 10 Bademinuten (entspricht etwa der Dauer unserer Badeversuche) gab die VP an, daß es ihr "warm" werde: die Temperatur am Fühler war um etwa $1,2^{\circ}\text{C}$ gestiegen und erhöhte sich in weiteren 11min nochmals um $0,2^{\circ}\text{C}$.

Aus den beiden Versuchen ergibt sich, daß, gegenüber der Lagerung der VP in Ruhe, die Temperatur unter der Pelotte während des Bades geringfügig ansteigt, allerdings erst nach einer Zeit, die für unsere Fragestellung (Analyse der Blutdruck- bzw. Kreislaufverhältnisse während und sofort nach dem Beginn eines Bades) nicht von Bedeutung ist und durch eine Aktivierung der peripheren Durchblutung zu erklären sein dürfte; dadurch könnte immerhin das langsame Ansteigen der Registrierkurven (s.S.76) nach dem Beginn der Bäder gedeutet werden. Die Wannenfüllung verursacht keinen Wärmeeinfluß auf das Übertragungssystem.

Aus den geschilderten Modell- und Badeversuchen geht hervor, daß sich bei der von uns angewendeten Technik am Übertragungssystem keine Temperaturänderungen bemerkbar machen, die durch Druck-Volu-

menänderung im Pelottenraum die Übertragung der Blutdruckschwankungen stören könnten.

Als Letztes war die Linearität der Registrierung zu überprüfen. Die Abbildung 23 (S.79) zeigt ein lineares Verhältnis zwischen Δp und Δmm -Filmausschlag (abgesehen von dem Bereich $\Delta p < 50$ Torr, in dem die Empfindlichkeit etwas geringer ist); Abbildung 25 (S.84) gibt eine lineare Beziehung zwischen Δp und Δmm -Membranauslenkung wieder; die Abbildungen 28 und 29 (S.90 und 92) schließlich zeigen Linearität hinsichtlich Ausschlag auf der Skala des TMV (SKT) und Δmm -Ausschlag/Film bzw. Δp und ΔSKT , sodaß man berechtigt ist, für die statischen Modellversuche sowohl mechanisch, wie elektrisch lineare Übertragungsverhältnisse anzunehmen.

Wegen der Mängel, die im Vorangegangenen behandelt wurden, unternahmen wir einen Versuch, die Blutdruckschwankungen nicht von der A. radialis, sondern von der A. temporalis superficialis abzunehmen um 1. die Registrierungsstörungen durch Arm- und Fingerbewegungen auszuschalten, um 2. auch den linken Arm in seiner Gesamtheit baden zu können und den VPP das lästige Ruhighalten des Armes und der Hand zu ersparen, um 3. Volumenschwankungen der oberen Extremität, die eventuell in die Registrierung eingehen könnten, zu vermeiden und um 4. die gesamte Registriereinrichtung kleiner und handlicher gestalten zu können.

Zu diesem Zwecke planten, konstruierten und bauten wir eine völlig neue Übertragungsmanschette, die nur in ihrer prinzipiellen Wirkungsweise mit der Armmanschette übereinstimmte. Dem Manschetten- und Pelottenraum (s.Abb.3, S.19) wurde eine neue Form gegeben, einige Bauteile konnten durch Plexiglas ersetzt, die ganze Kopfmanchette etwas kleiner und leichter - leider noch nicht ausreichend - gestaltet werden. Die mechanisch-elektrische Druckübertragung über Membran, Tauchanker und HF-Spulen zum TMV blieb unverändert. Den Durchmesser der Plexiglasmembran reduzierten wir auf 18,55mm, ihre Stärke auf 0,33mm. Dadurch stieg die Empfindlichkeit am Modell etwa um das 3,22-fache; in Anbetracht des wesentlich weicheren Pulses der A. temporalis superficialis war diese Steigerung der Empfindlichkeit sehr erwünscht. Die Entlastung der Arterienwand geschah durch ein dem Manschettenraum MR entsprechendes rundes was-

sergefülltes Druckpolster von ca. 60mm Durchmesser, das, da die Anordnung am Kopfe der VP festgeschnallt wurde, gegen die weichteilunterlage bzw. das Os temporale gepreßt wurde. In seinem Zentrum befand sich wieder die rund gestaltete Übertragungspelotte, die auf der A. temporalis superficialis etwas kranial vom Jochbogen aufliegen mußte.

In der Versuchspraxis erreichten wir - nachdem wir experimentell die am besten geeignete Membranstärke von 0,33mm gefunden hatten - recht erfolgversprechende Registrierkurven. Leider hatte die Methode auch ihre Nachteile und Tücken, die wir infolge der drängenden Zeit nicht mehr alle beseitigen konnten, sodaß unsere Kopfmanschette für die Badeversuche leider noch nicht eingesetzt werden konnte. Infolge der größeren Empfindlichkeit macht sich jede Kopfbewegung, vor allem aber auch die geringste Betätigung der Kau- bzw. Schluckmuskulatur, als unerhört störend in der Aufzeichnung bemerkbar. Fernerhin übt das immer noch zu große Gewicht der Anordnung einen Zug nach unten, und bei Kopfbewegungen auch zur Seite aus, der die Vordrucke im Manschetten- und Pelottenraum beeinflußt und dadurch zum Auswandern der Registrierkurve führt. Nach unserer Ansicht können aber bei genügender Zeitaufwendung und Geduld diese Mängel beseitigt werden.

2. Zusammengefaßte Besprechung der unter 1. (s.S.62) gewonnenen Ergebnisse.

Die technischen Einzelheiten der von uns verwendeten Blutdruck-registriermanschette wurden bereits am Anfang der Arbeit besprochen; desgleichen wurde im vorangegangenen Abschnitt ausführlich auf ihre Arbeitsweise und die Kriterien ihrer Brauchbarkeit eingegangen. In diesem Schlußabschnitt sollen nochmals kurz die wichtigsten Probleme zusammenfassend herausgegriffen und beleuchtet werden; einige Wiederholungen lassen sich deshalb leider nicht vermeiden.

Auf die exakte Untersuchung der Eigenfrequenz bzw. des Frequenzganges der Anordnung mußte aus technischen Gründen verzichtet werden. Da aber - im Gegensatz zur blutigen Registrierung von Drucken, z.B. mit Herzkathetern, wobei es auch auf die Berücksichtigung der Oberschwingungen (=Harmonischen) ankommt (GAUER(17)) - bei unblutiger Registrierung bereits durch das Muskel- und Hautpolster erhebliche Verluste auftreten, ist eine derartig strenge Druckregistrierung ohnehin nicht möglich; bei den bei unseren Registrierungen vorkommenden Pulsfrequenzen von maximal 120/min (=2Hz) dürfte die Aufzeichnung der Druckkurve naturgetreu und nicht durch die Frequenz beeinflusst sein. Allerdings fanden sich am Glasflaschenmodell bei Druckänderungen unter statischen Bedingungen etwa 10 mal größere Ausschläge als am Lebenden unter dynamischen Druckverhältnissen (s.S.80). Hierauf wird im Folgenden noch eingegangen werden.

Es konnte weiterhin gezeigt werden, daß das System in der Lage ist, äußerst empfindlich und praktisch trägheitslos auf Schwankungen zu reagieren. Selbst geringfügige Druckschwankungen, wie die Dikrotie des Pulses oder Blutdruckwellen 2. und 3. Grades konnten ohne Schwierigkeit dargestellt werden. In völliger Ruhe ist eine fortlaufende unblutige Registrierung des systolischen und diastolischen Blutdruckes mit einer Genauigkeit von etwa ± 5 mmHg möglich; bei längerer Versuchsdauer wandert die Registrierkurve jedoch aus ihrer Normallage - meist nach oben - aus, ein Effekt, dessen Erklärung ebenfalls versucht wurde. Mißlungen ist jedoch die Blutdruckregistrierung während des Einsenkens ins Bad; eine Deutung

dafür wurde ebenfalls versucht.

Es soll nunmehr auf die grundsätzliche Problematik einer fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung eingegangen werden. Beim Studium der Arbeiten WAGNER's (30a-d), sowie seines Mitarbeiters REIMANN (REIMANN und WAGNER (25)), der dieses Thema am hiesigen Physiologischen Institut (ehemaliger Direktor Prof. Dr. Richard WAGNER) in den letzten Jahren wieder aufgegriffen und die Methode erheblich verbessert hat (WAGNER (30d)), fallen immer wieder einige wichtige Grundtatsachen auf, die bei der Konstruktion einer Vorrichtung zur unblutigen Blutdruckregistrierung unbedingt zu beachten sind.

Am bedeutendsten erscheint uns die Wahrung des "Prinzipes der entspannten Arterienwand", das von WAGNER immer wieder betont wird und auf das auch schon v. BONSDORFF (4) hinweist. Wie beschrieben (S.18) haben wir versucht durch die Konstruktion der Manschette die Pulsdrucke bei völliger Entspannung der Arterienwand zu übertragen. Durch den Vordruck in der Pelotte P (Abb.3, S.19) konnte dem Druck in der A. radialis so entgegengewirkt werden, daß die Arterienwand spannungslos wird. Auch WAGNER (30d) ging später zu diesem Verfahren über, nachdem er zuerst mit einer Pelotte mit "nachlaufendem Druck" gearbeitet hatte, wobei der auf die Arterienwand wirkende Gegendruck über ein Ventilsystem vom jeweils registrierten Druck her gesteuert wurde. Die neue Methode bedeutet eine wesentliche Vereinfachung gegenüber der früher verwendeten Manschette.

Wichtig ist weiterhin ein ausreichend hoher Volumenelastizitätsmodul E' der Anordnung, denn es muß unbedingt vermieden werden, daß Druckverluste durch Volumenausdehnung der Anordnung entstehen. Leider kommen sie in der Praxis doch in sehr geringem Maße vor, wie durch die Versuche am Glasflaschenmodell gezeigt werden konnte; eine gleiche Drucksteigerung am Modell ergibt etwa 10 mal größere Ausschläge als in vivo. Die Erklärung hierfür dürfte einerseits in der wohlbegründeten Annahme liegen, daß es zu Gewebsverschiebungen - wohl auch mit Abfluß von extrazellulärer Flüssigkeit - zwischen Pelotte und Arterienwand kommt, andererseits besteht hinreichend Grund zu der Annahme, daß infolge der

Herzfrequenz, die zwar nur im Bereiche von etwa 1-2Hz liegt, bei dynamischen Druckmessungen - im Gegensatz zu statischen Messungen - die Druckspitzen nicht wiedergegeben werden können, da die zeitlichen Intervalle zwischen den einzelnen Perioden zu kurz sind. (Als Hilfsvorstellung kann etwa der bekannte Effekt der Thixotropie herangezogen werden.)

Eine weitere Fehlerquelle tritt auf, wenn sich die intraarteriellen Drucke stärker ändern, insbesondere bei starken und plötzlichen Druckschwankungen, wie etwa beim Pressen. Hierbei reicht die im allgemeinen um 70mmHg gehaltene Pelottenspannung nicht aus, um die Arterienwand zu entspannen, sodaß es zu Fehlregistrierungen kommen muß; dazu tritt außerdem noch die Schwierigkeit auf, daß bei diesen Gelegenheiten eine richtige Messung des Blutdruckes nach RRK unmöglich ist, sodaß man keine genauen Möglichkeiten hat, den Grad der Verfälschungen zu beurteilen.

Wie wir durch mündliche Unterredung mit REIMANN - ihm sei an dieser Stelle für seine zahlreichen persönlichen Anregungen und wertvollen Hinweise gedankt - erfuhren, verwandte er die WAGNER'sche Anordnung u.a. auch probeweise zur Operationsüberwachung; dabei konnte er eine steigende oder fallende Tendenz des Blutdruckes bereits vor ihrer Meßbarkeit nach RRK erkennen. Dies ist durchaus möglich, solange der Blutdruck sich auf einem annähernd gleichen Niveau bewegt. Versagt hat die Methode jedoch leider bei unseren Eintauchversuchen im Bad, wobei es im allgemeinen zu einem Anstieg der Werte kommt (diastolisch etwas mehr als systolisch, s. Abb.7, S.40). Obwohl wir uns die größte Mühe gaben, auch hierbei brauchbare Ergebnisse zu erhalten, ist uns dies nicht gelungen. Wahrscheinlich sind durch Muskelreflexe bedingte Änderungen des Armmfanges unter der Manschette bzw. plethysmographische Effekte die Hauptursache für das Mißlingen der Registrierung, denn jede Änderung des von der Manschette umschlossenen Armvolumens bedeutet ja eine Änderung des Volumenelastizitätskoeffizienten E' des Übertragungssystemes. (Auf die Linearität der Übertragung, sowie auf Temperatureinflüsse wurde bereits im vorhergehenden Abschnitt eingegangen.)

Wie bereits erwähnt versuchten wir die volumetrischen und reflex-

bedingten Umfangsänderungen am Arme durch die Konstruktion einer im Prinzip gleichen Manschette zu umgehen, die am Kopf über der A. temporalis superficialis angebracht wurde (s.S.95). Wir konnten mit dieser Kopfmanschette auch eine genügende Registrierempfindlichkeit erreichen. Leider traten aber auch hier Muskelstörungen auf, die hauptsächlich durch die reflektorische Mitbewegung des M. temporalis beim Schluckakt verursacht wurden. Außerdem wirken sich Kopfbewegungen dadurch störend aus, daß infolge der Massenträgheit das Eigengewicht der Anordnung auf die Druckpelotte wirkte. Eine weitere Schwierigkeit bot die Befestigung der Anordnung am Kopf. Unseres Erachtens könnte jedoch bei genügend kleiner Konstruktion der Anordnung durchaus mit befriedigenden Meßergebnissen gerechnet werden, vorausgesetzt daß es gelingt, das Übertragungssystem mit einem genügend hohen Volumenelastizitätsmodul E' auszustatten. Möglicherweise könnte man vom Prinzip der Übertragung mit Hilfe des Tauchankersystemes abgehen und das von WETTERER und PIERER konstruierte und von WAGNER bereits erprobte Transmissionsmanometer verwenden, für das ein E' von 10^8 - 10^9 dyn . cm⁻⁵ angegeben wird (WAGNER (30d)).

Zusammenfassend muß gesagt werden, daß, wie es in der Natur der Sache liegt, die unblutige fortlaufende Blutdruckregistrierung der blutigen hinsichtlich ihrer Genauigkeit unterlegen ist, wie es bereits von vielen beschrieben wurde (WAGNER (30d), MATTHES (22) u.a.); insbesondere gelang es nicht, bei den von uns durchgeführten Badeversuchen, die andererseits ein blutiges Vorgehen nicht erlaubten, die Methode so anzuwenden, daß völlig befriedigende Ergebnisse erzielt werden konnten. Trotzdem eignet sich die Methode gut für Versuche, bei denen die VVP in völliger Ruhe verharren, etwa bei Operationen oder pharmakologischen Tests und dgl., wo es hauptsächlich auf die Feststellung von Blutdruck ä n d e r u n - g e n ohne streng absolute Werte ankommt. Eine Registrierengenauigkeit von etwa ± 5 mmHg gegenüber der Messung nach RRK kann erreicht werden. Die Methode verfügt über ausreichende Empfindlichkeit, Trägheitsarmut und amplitudengetreue Aufzeichnung bei relativ einfacher Handhabung (im Labor, nicht in der klinischen Praxis) und ausreichend schneller Einsatzbereitschaft. Die Größe der Meßbereiche genügt für die Aufzeichnung der üblichen Blutdruckverhältnisse, desgleichen die Nullpunktkonstanz. Die Übertragungsmanschette ar-

beitet praktisch isometrisch, allerdings treten Verluste durch die Gewebselastizität auf. Eine direkte Druckanzeige ist - im Gegensatz zur blutigen Messung - nicht möglich, Kontrollmessungen nach RRK werden sich nicht vermeiden lassen (STEIN, ENGELTER, GRAF (28)).

Zusammenfassung.

1. Zahlreiche Untersuchungen befassen sich mit der Reaktion des menschlichen Kreislaufes und den Einwirkungen des hydrostatischen Druckes bei Bädern.
Es war bisher jedoch nicht möglich, die zur Kreislaufbestimmung nötigen Parameter schon vom Beginn des Bades an zu registrieren.
2. Die gestellte Aufgabe bestand darin, bei kreislaufgesunden Personen
 - a. unmittelbar, d.h. noch innerhalb der ersten Minute eines Bades, verschiedene Kreislaufparameter zu registrieren (Blutdruck, -amplitude, Schlagvolumen, Herzminutenvolumen, Herzfrequenz, elastischer und peripherer Gefäßwiderstand, Pulswellengeschwindigkeit) und die nötigen technischen Voraussetzungen dazu zu schaffen;
 - b. die Methode von WAGNER zur unblutigen fortlaufenden Blutdruckregistrierung so zu modifizieren, daß sie auch im Bad verwendet werden kann.
3. Die Kreislaufparameter wurden sphymographisch nach BROEMSER-RANKE, der Blutdruck fortlaufend nach WAGNER (modifiziert) und nach RIVA-ROCCI-KOROTKOFF (modifiziert) bestimmt.
4. Wir fanden bei indifferenten Bädern in der ersten Minute nach Badebeginn eine Steigerung des systolischen und diastolischen Blutdruckes, eine Verkleinerung der Blutdruckamplitude infolge der Erhöhung des diastolischen Blutdruckes, eine Abnahme des Schlagvolumens bei - infolge erhöhter Herzfrequenz - etwa gleichbleibendem Herzminutenvolumen. Die Pulswellengeschwindigkeit nahm zu, zeigte allerdings in den folgenden Minuten einen sehr wechselnden Verlauf; auch der elastische und der periphere Gefäßwiderstand nahmen zu.
5. Bei Einzelversuchen bei heißen und kühlen bzw. kalten Bädern zeigten sich im wesentlichen die gleichen Ergebnisse, allerdings in extremer ausgebildeten Einzelwerten; sie dürfen jedoch nicht als verbindliche Aussage betrachtet werden, da die Anzahl der durchgeführten Versuche zu gering ist. Die größte Streuung ergab sich bei der Pulswellengeschwindigkeit.
6. Die gefundenen Ergebnisse legen den Schluß nahe, daß unmittelbar nach dem Beginn eines Bades die Kreislaufbelastung stärker

ist, als in den folgenden Minuten. Dies wird auf das plötzliche Einwirken des hydrostatischen Druckes, an den sich der Kreislauf jedoch bald angleicht, sowie auf die Änderung des Umgebungsmilieus (z.B. Wassertemperatur) zurückgeführt.

7. Neben der Beschreibung des Aufbaues der von uns verwendeten Versuchsanordnung zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung im Anfangsteil der Arbeit werden im Anhang Versuche geschildert, die der Bestimmung ihrer physikalischen Eigenschaften und der Feststellung ihrer Brauchbarkeit dienen.
8. Es zeigte sich, daß die Methode nur bei völlig ruhig liegenden Versuchspersonen brauchbar erscheint, nicht dagegen beim Bad, was auf reflektorische Bewegungen der Unterarmmuskulatur, sowie auf Volumenschwankungen des Unterarmes zurückgeführt wird. Bei Pulsfrequenzänderungen verschiebt sich außerdem laufend die Registrierempfindlichkeit - im Gegensatz zum statischen Versuch - sodaß objektive Werte nicht gemessen werden können, obwohl die Anlage auch auf feine Druckschwankungen anspricht.

Verzeichnis der Abbildungen.

Abb.	Seite
1a VP mit zwei Pulsabnehmern, Blutdruckarmmanschette zur fortlaufenden Registrierung, Blutdruckmanschette und Mikrofon zur Messung nach RRK. VP zur Hälfte eingetaucht	13
1b Blutdruckarmmanschette über der Arteria radialis am linken Arm mit der Übertragungskapsel	13
2a Spiegelgalvanometer, Transformatoren, Photokymograph, Trägerfrequenzmeßverstärker	13
2b Hilfsgeräte zur Blutdruckmessung unter Wasser nach RRK	13
3 Schematische Darstellung der von uns zur fortlaufenden unblutigen Blutdruckregistrierung verwendeten Manschette	19
4 Blockschaltbild des induktiven Wegaufnehmers und des Trägerfrequenzmeßverstärkers	23
5 Schematische Darstellung einer Unterwasser-EKG-Elektrode	26
6 Pulskurven der A. carotis und A. femoralis mit Hilfslinien zur Bestimmung verschiedener Kreislaufparameter	31
7a Reaktion des Blutdruckes beim Einsenken von Personen in Bäder von 36,4°C	40
7b wie 7a	41
8 Reaktion des Blutdruckes beim Einsenken von Personen in Bäder heißer und kühler bzw. kalter Temperatur	44
9 Verhalten von Schlag- und Minutenvolumen beim Einsenken von Personen in Bäder von 36,4°C	46
10 Verhalten von Herzfrequenz und Pulswellengeschwindigkeit beim Einsenken von Personen in Bäder von 36,4°C	47
11 Verhalten des elastischen und peripheren Widerstandes beim Einsenken von Personen in Bäder von 36,4°C	48
12 Verhalten von Schlag- und Minutenvolumen beim Einsenken von Personen in Bäder verschiedener Temperatur	50
13 Verhalten von Herzfrequenz und Pulswellengeschwindigkeit beim Einsenken von Personen in Bäder verschiedener Temperatur	51
14 Verhalten des elastischen und peripheren Widerstandes beim Einsenken von Personen in Bäder verschiedener Temperatur	52
15 Originalblutdruckregistrierkurven mit respiratorischen Blutdruckschwankungen	63

Abb.	Seite
16 Blutdruckkurve mit Hering-Traube-Meyer'schen Wellen	65
17 Registrierkurve bei extrem tiefer Atmung	67
18 Registrierkurve beim Anhalten der Atmung während der Messung nach RRK	67
19 Registrierkurven beim Pressen	68
20 Registrierkurven im Ruhezustand der VPP	70
21 Elektromyogramm vor und während des Einsenkens der VP	70
22 Abfall bzw. Anstieg der Registrierkurven beim Badebeginn	72
23 Beziehung zwischen Drucksteigerung im Pelottenraum und Höhe des Ausschlages auf der Registrierkurve	79
24 Schrittweise Vergrößerung des Volumens im Pelottenraum im Verhältnis zur Größe der Registrierung auf dem Film	82
25 Beziehung zwischen Druckänderung und Membranauslenkung	84
26 Beziehung zwischen Druck und Volumen zur Bestimmung des Volumenelastizitätsmoduls des Pelottensystemes	86
27 Abhängigkeit des Zeigerausschlages auf der Skala des Trägerfrequenzmeßverstärkers von Temperaturänderungen am Übertragungssystem	88
28 Beziehung zwischen Zeigerausschlag am Trägerfrequenzmeßverstärker und Ausschlaggröße auf dem Film	90
29 Beziehung zwischen Druckdifferenz und Zeigerausschlag am Trägerfrequenzmeßverstärker	92

Literaturhinweis.

- 1 BOCK, H.E.: Neuere Untersuchungen über die mechanische Wirkung von Bädern. Z.Phys.Thier. 41 : 42-60 (1931)
- 2a BÖGER, A. und WEZLER, K.: Zur physikalischen Bestimmung absoluter Werte des Schlag- und Minutenvolumens des Herzens beim Menschen. Arch.Exp.Path. und Pharm. 184 : 253-275 (1936)
- 2b BÖGER, A.: Über die Einwirkung der Preßatmung auf den Kreislauf unter Wirkung von Kreislaufmitteln. (I. Mitteilung: Typische Reaktionsabläufe) Arch.Exp.Path. und Pharm. 166 : 101 (1932)
- 2c BÖGER, A., DEPPE, B., WEZLER, K.: Die Dynamik des menschlichen Kreislaufes unter der Wirkung von Kreislaufmitteln. (I. Mitteilung) Arch.Exp.Path. und Pharm. 189 : 480-508 (1938)
- 3⁺ BOEHM, G. und EKERT, F.: Über die röntgenologisch faßbaren Einwirkungen von gewöhnlichen und therapeutischen Bädern auf die zentralen Kreislauforgane bei Herzgesunden. Dtsch.Arch.Klin. Med. 182 : 598-610 (1938)
- 4a v. BONSDORFF, B. und WOLF, H.J.: Blutige Registrierung absoluter Sphygmogramme. Abderhalden's Handbuch der biol. Arbeitsmeth. V, 8 : 928-936 (1935)
- 4b v. BONSDORFF, B.: Unblutige Registrierung des Druckablaufes im Arcus volaris. Abderhalden's Handbuch der biol. Arbeitsmeth. V, 8 : 936-951 (1935)
- 5 BORNSTEIN und BUDELMANN, G.: Über den Einfluß von Bädern auf das Minutenvolumen des Herzens. Z.Ges.Phys.Thier. 44 (Heft 3) : 100 (1933)
- 6 BRECHT, K. und BOUCKE, H.: Neues elektrostatisches Tiefenmikrophon und seine Anwendung in der Sphygmographie. Pflüger's Arch. 256 : 43 (1952)
- 7a BROEMSER, Ph. und RANKE, O.F.: Über die Messung des Schlagvolumens des Herzens auf unblutigem Weg. Z.Biol. 90 : 479-501 (1930)
- 7b BROEMSER, Ph.: Anwendung mathematischer Methoden auf dem Gebiet der physiologischen Mechanik. (Theorie der Registriermethoden, Methoden der Kurvenkorrektur, harmonische Analyse.) Abderhalden's Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden V, 1 : 81-166 (1930)
- 7c BROEMSER, Ph. und RANKE, O.F.: Eine Methode zur Bestimmung des

- Herzminutenvolumens. Z.Kreisl.forsch. 11 : 25 (1933)
- 8 BROSSE,T., LENEGRÉ,J., RAGE,J. et v. BOGAERT,A.: Contribution à l'étude des réactions vasculaires au chaud et au froid. Technique de l'éprouve du bain chaud et du bain froid et son application aux artères souples et aux artères indurées. Arch. Mal.d.Coeur 25 : 635-662 (1932)
- 9 BUDELMANN,G.: Zum Einfluß von Bädern auf den Kreislauf des Herzkranken. Verh.Dtsch.Ges.Kreisl.forsch. 6 : 254 (1933)
- 10 v. DIRINGSHOFEN,H.: Die Wirkungen der mechanischen Einflüsse des Wasserbades. Medizinische 40 : 1288 (1953)
- 11⁺ DIRNAGL,K., FICK,K., SCHNEIDER,U.: Das "Sprühbad", eine neue balneotherapeutische Anwendungsform. München.Med.Woch.schr. 103 : 2230-2233 (1961)
- 12⁺ DREXEL,H., zitiert nach: GROBER,J., Klinisches Lehrbuch der Physikalischen Therapie, 3.Aufl., Jena 1960
- 13⁺ EKERT,F.: Röntgenkymographische Untersuchungen der zentralen Kreislauforgane während therapeutischer Bäder und bei hydrostatischer Druckerhöhung. Ihre Technik, Ergebnisse und Entwicklungsmöglichkeiten. Arch.Phys.Ther. 8 : 66-82 (1956)
- 14⁺ FICK,K.: Kreislaufgrößen unter verschiedenen hydrostatischen Bedingungen. Arch.Phys.Ther., Balneologie und Klimatologie 3 und 4 (Sonderdruck) : 313-320 (1962)
- 15a FRANK,O.: Die Grundform des arteriellen Pulses. Erste Abhandlung (Mathematische Analyse) Z.Biol. 37 : 483-526 (1899)
- 15b FRANK,O.: Die Registrierung des Pulses durch einen Spiegel-sphygmographen. München.Med.Woch.schr. 50 : 1809-1810 (1903)
- 15c FRANK,O.: Der Puls in den Arterien. Z.Biol. 46 : 441-553 (1905)
- 15d FRANK,O.: Die Theorie der Pulswellen. Z.Biol. 85 : 91-130 (1926/27)
- 15e FRANK,O.: Schätzung des Schlagvolumens des menschlichen Herzens auf Grund der Wellen- und Windkesseltheorie. Z.Biol. 90 : 405-409 (1930)
- 15f FRANK,O. und WEZLER,K.: Zur Bestimmung des Blutdrucks beim Menschen. Z.Biol. 91 : 439-443 (1931)
- 16 GAUER,O.H.: Die hydrostatische Wirkung von Bädern auf den Kreislauf. Dtsch.Med.Journ. 6 : 462 (1955)
- 17 GAUER,O.H.: Kreislauf des Blutes, zitiert nach: LANDOIS-ROSE-MANN, Lehrbuch der Physiologie des Menschen, 28. Auflage,

München-Berlin 1960

- 18 GRUNSFELD, M.: Über die Einwirkung heißer Bäder auf Blutdruck und Puls. Z.Ges.Phys.Ther. 40 : 49-54 (1931)
- 19 HERKEL, W.: Untersuchungen zur Dynamik des Kreislaufes unter der Einwirkung verschiedener Bäderformen. Arch.Kreisl.forsch. 4 : 313 (1939)
- 20a JUNGMAN, H.: Kritisches zur Pulskurvenregistrierung und ihrer Auswertung. Z.Ges.Exp.Med. 122 : 60.75 (1953)
- 20b JUNGMAN, H. und ROHR, H.: Über die Form des Femoralispulses und ihre Veränderung unter pharmakologischer Beeinflussung. Pflüger's Arch. 258 : 47-57 (1953)
- 20c JUNGMAN, H. und ERDMANN, W.-D.: Über den Puls in sklerotischen Arterien. Z.Kreisl.forsch. 45 : 252 (1956)
- 20d JUNGMAN, H., ERDMANN, W.-D., HEYE, D.: Über das Wesen der arteriellen Grundschwingung (Dikrotie) und ihre Bedeutung für die Hämodynamik. Arch.Kreisl.forsch. 28 : 153-171 (1958)
- 21 KOHLRAUSCH, F., Praktische Physik, Bd. I, S.76, Leipzig, Berlin 1943
- 22 MATTHES, K., Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden, S.20-27, Stuttgart 1951
- 23 RANKE, O.F.: Die Theorie der physikalischen Schlagvolumenbestimmung. Verh.Dtsch.Ges.Kreisl.forsch. 15, Anhang : 1-17 (1949)
- 24 REICHEL, H.: Die Herzdynamik unter dem Einfluß des peripheren Kreislaufs. Verh.Dtsch.Ges.Kreisl.forsch. 22 : 3-25 (1956)
- 25 REIMANN, R. und WAGNER, R.: Fortlaufende unblutige Blutdruckregistrierung am menschlichen Kopfe. Nat.wiss. 50 : 448 (1963)
- 26 SCHAD, H.: Über das Verhalten des Venendruckes im Wasserbad. Balneologie 6 : 311 (1939)
- 27 SCHERF, D. und BOYD: Klinik und Therapie der Herzkrankheiten und Gefäßerkrankungen, Wien 1955, zitiert nach: RADIG, K.: Zur Problematik der auskultatorischen Blutdruckmessung in der ärztlichen Praxis. München.Med.Woch.schr. 103 : 2205 (1961)
- 28 STEIN, E., ENGELTER, A., GRAF, K.: Über eine neue Apparatur für intrakardiale und intravasale Druckmessungen. Z.Kreisl.forsch. 46 : 333 (1957)
- 29 SUTER, F.: Aortenquerschnitt nach SUTER (Graph. Darstellg.), entnommen aus: NEUMANN, H. - ROEDER, K.J., Funktionsprüfungen in der Herz-Kreislaufdiagnostik, S.137 (Anhang), Berlin 1963
- 30a WAGNER, R.: Verfahren zur fortlaufenden Aufschrift des Blut-

- druckes beim Menschen. Pelotten mit nachlaufendem Druck. Z. Biol. 100 : 186-239 (I. Mitteilung), 251-259 (II. Mitteilung) (1940)
- 30b WAGNER, R.: Kreislauf und Atmung. Verh. Dtsch. Ges. Kreisl. Forsch. 13 : 7-36 (1940)
- 30c WAGNER, R., Methodik und Ergebnisse fortlaufender Blutdruckschreibung am Menschen, Leipzig 1942
- 30d WAGNER, R.: Vereinfachtes Verfahren zur fortlaufenden unblutigen Aufschrift des Blutdruckes am Menschen. (III. Mitteilung) Z. Biol. 112 : 67-84 (1960)
- 31 WETTERER, E.: Die Wirkung der Herztätigkeit auf die Dynamik des Arteriensystemes. Verh. Dtsch. Ges. Kreisl. Forsch. 22 : 26-60 (1956)
- 32a WEZLER, K.: Zur Physiologie des Blutdruckes. Verh. Dtsch. Ges. Kreisl. Forsch. 15 : 1-39 (1949)
- 32b WEZLER, K. und BÖGER, A.: Über einen neuen Weg zur Bestimmung des absoluten Schlagvolumens des Herzens beim Menschen auf Grund der Windkesseltheorie und seine experimentelle Prüfung. Arch. Exp. Path. und Pharm. 184 : 482-505 (1936)
- 32c WEZLER, K. und BÖGER, A.: Die Feststellung und Beurteilung der Elastizität zentraler und peripherer Arterien am Lebenden. Arch. Exp. Path. und Pharm. 180 : 381-400 (1936)
- 32d WEZLER, K. und BÖGER, A.: Der arterielle Gesamtwiderstand unter verschiedenen Sympathikusreizen. Arch. Exp. Path. und Pharm. 187 : 65, 97-99 (1937)
- 32e WEZLER, K. und BÖGER, A.: Die Dynamik des arteriellen Systems. Der arterielle Blutdruck und seine Komponenten. Erg. Physiol. 41 : 292-606 (1939)

Die mit + gekennzeichneten Arbeiten stammen aus dem Balneologischen Institut und aus dem Institut für Physikalische Therapie an der Universität in München.

Herrn Prof. Dr. Hans v. Braunbehrens als dem Vorstand des Balneologischen Institutes bei der Universität München, sowie Herrn Dipl.-Phys. Karl Dirnagl und Herrn Priv.-Doz. Dr. Heinrich Drexel danke ich für die Überlassung des Themas und die tatkräftige Unterstützung bei der Lösung der anfallenden praktischen und theoretischen Schwierigkeiten. Ebenso möchte ich an dieser Stelle auch allen meinen Mitarbeitern vom Institut recht herzlich für ihre Hilfe danken. Meiner Frau danke ich für die Anfertigung der Zeichnungen.

Nichtzuletzt gilt unser Dank auch Herrn Direktor Lang von der IVA Oberbayern, die uns durch die Überlassung des Cardirex-6-Kanal-Schreibers großzügig unterstützt hat.

Lebenslauf.

Am 6. Oktober 1936 wurde ich als erstes Kind der römisch-katholischen Zahnarztensehegatten Dr. Franz und Dr. Gertrud Köhl in München geboren. Meine Kindheit und Volksschulzeit verbrachte ich in Großhesselohe, Gemeinde Pullach im Isartal; von 1943-1945 war unsere Familie allerdings wegen der Kriegseinflüsse nach Mauerkirchen/Oberdonau im heutigen Österreich evakuiert.

Von 1947 an besuchte ich als Internatsschüler das Humanistische Gymnasium der Benediktiner in Ettal/Obb., wo ich im Juli 1956 absolvierte. Anschließend immatrikulierte ich mich an der Ludwig-Maximilians-Universität in München um Zahnheilkunde zu studieren. Nachdem ich jedoch einen weiteren Überblick über das akademische Leben erlangt hatte und Gelegenheit bekam, auch die medizinischen und naturwissenschaftlichen Vorlesungen kennen zu lernen, entschloß ich mich nach dem zweiten Semester, zunächst die umfassende Vollmedizin zur Grundlage meines Wissens zu machen. Nach dem fünften Semester legte ich mein medizinisches Physikum und nach dem elften Semester am 31.7.1962 mein medizinisches Staatsexamen ab. Leider war es mir nicht möglich, meinen Studienort zu wechseln, um auch andere Universitäten kennen zu lernen.

In den Jahren 1962-64 arbeitete ich am Balneologischen Institut bei der Universität München. Ich lernte dort - während der Beschäftigung mit dem Themenkreis der vorliegenden Arbeit - die Grundlagen des wissenschaftlichen Arbeitens kennen, hatte aber auch Gelegenheit theoretischen und praktischen Einblick in die physiologische und physikalisch-medizinische Forschung zu nehmen; dabei hat mich die Anwendung von radioaktiven Isotopen zur Hautresorptionsbestimmung verschiedener Elemente besonders beeindruckt. Dazu hatte ich auch Patienten zu begutachten. Viel Freude fand ich auch an der zur Herstellung der Versuchsanordnung unumgänglich nötigen handwerklichen Arbeit.

Vom 1.10.1964 - 31.12.1965 arbeitete ich am Städtischen Krankenhaus in Weilheim/Obb., um meine zur Approbation, die ich ab 30.11.1965 erhielt, nötige Medizinalassistentenzeit abzuschließen. Der große Durchgang an Patienten in der chirurgischen, internen und

gynäkologischen Abteilung gab mir viel Freude an meinem Beruf und vielseitige Gelegenheit meine theoretischen Kenntnisse in der Praxis anzuwenden und zu vervollständigen.

Seit dem 1.1.1966 habe ich eine sehr interessante Tätigkeit als ärztlich-wissenschaftlicher Mitarbeiter bei einem süddeutschen Unternehmen, das sich mit Flugzeugbau befaßt, gefunden. Mein Arbeitsgebiet liegt gegenwärtig hauptsächlich auf dem Gebiete der Luftfahrtphysiologie und der Bearbeitung von Fragen, die sich aus dem Zusammenwirken von Mensch und Maschinensystemen ("Anthropotechnik") ergeben.

